



Miguel Neto Magalhães Ferreira Andrade

Licenciado em Engenharia Biomédica

SYPUMP - Sistema de Prevenção e Monitorização de Úlceras de Pressão

Dissertação para obtenção do Grau de Mestre em
Engenharia Biomédica

Orientador: Prof. Dr. Pedro Vieira, Professor Auxiliar,
Faculdade de Ciências e Tecnologias- UNL



FACULDADE DE
CIÊNCIAS E TECNOLOGIA
UNIVERSIDADE NOVA DE LISBOA

Setembro, 2019

Copyright © Miguel Neto Magalhães Ferreira Andrade, Faculdade de Ciências e Tecnologia, Universidade NOVA de Lisboa.

A Faculdade de Ciências e Tecnologia e a Universidade NOVA de Lisboa têm o direito, perpétuo e sem limites geográficos, de arquivar e publicar esta dissertação através de exemplares impressos reproduzidos em papel ou de forma digital, ou por qualquer outro meio conhecido ou que venha a ser inventado, e de a divulgar através de repositórios científicos e de admitir a sua cópia e distribuição com objetivos educacionais ou de investigação, não comerciais, desde que seja dado crédito ao autor e editor.

Para os meus pais,

Agradecimentos

Agradeço:

- Ao Prof. Dr^o Pedro Vieira pela oportunidade e confiança depositada em mim. É para mim uma referência no mundo académico.
- Ao Eng^o Rui Almeida por toda a ajuda. Fez-me acreditar mesmo quando eu achei que não estava no caminho certo.
- Ao Eng^o Leonardo Martins pela disponibilidade e prontidão. A vontade de me ajudar foi visível durante toda a dissertação.
- Aos meus pais que sempre me apoiaram e aconselharam da melhor forma. O empenho deles para me proporcionar estudos foram, sem dúvida, a minha força motriz ao longo do meu percurso académico.
- À Ana Silva por todo o amor e apoio que me deu durante estes cinco anos. É a melhor pessoa que conheci e por isso ensina-me a ser um pouco melhor todos os dias.
- À Catarina Marques, Nuno Noritake, Diogo Tecelão, Bernardo Teixeira, Gil Correia, Sara Lobo, Niccolò Mazzetti e Cláudia Constantino por fazerem desta minha jornada algo que nunca esquecerei.
- Aos meus amigos da Skern e do C-mo. Acredito verdadeiramente que com eles vou mudar o mundo.

Jack of all trades, Master of none.

Resumo

As úlceras de pressão são lesões localizadas na pele que podem afetar qualquer indivíduo, sendo um problema comum em doentes com mobilidade reduzida. Estes, devido à sua condição, encontram-se expostos a fatores de risco como pressão excessiva ou forças de tração aplicadas sobre os tecidos. Apesar da evolução tecnológica dos últimos dez anos, as úlceras de pressão são uma das patologias com maior impacto na sociedade atual, tanto económico como social. Até à data, não existe nenhum dispositivo capaz de, simultaneamente, detetar e prevenir úlceras de pressão de forma autónoma.

A presente dissertação descreve o início da componente de deteção de um dispositivo capaz de colmatar a falha referida anteriormente. Assim, criou-se tanto um modelo tridimensional da pele como um conjunto de elétrodos, com diferentes geometrias (coaxiais e interdigitais), cuja finalidade é detetar o processo ulcerativo através da capacitância. De modo a avaliar o seu desempenho, aplicaram-se três testes distintos a estes sensores: Análise de sensibilidade a variações da humidade subepidérmica; Influência da rugosidade da pele na sensibilidade dos sensores; Capacidade dos elétrodos detetarem úlceras de pressão em profundidade. Para além disso, desenhou-se ainda uma placa de testes, um programa e os elétrodos em placas de circuito impresso. Estas são ferramentas importantes para a validação das simulações *in vivo*.

Dos vinte sensores testados, quatro deles destacaram-se (dois coaxiais e dois interdigitais). Estes registaram uma redução de capacitância na ordem do 50%, para uma variação de 37.39% na humidade subepidérmica da pele. Provou-se também que a rugosidade da pele tem um impacto extremamente negativo na sensibilidade dos sensores. Finalmente, no último teste aplicado aos sensores, à exceção de um eletrodo interdigital que variou a sua capacitância $0.483pF$, nenhum deles foi capaz de detetar alterações na constante dielétrica do tecido subcutâneo.

Apesar dos resultados sólidos das simulações, o modelo da pele é apenas uma aproximação da realidade. Assim, estes devem ser testados no futuro *in vivo*.

Palavras-chave: Úlceras de pressão; Diagnóstico e prevenção; Sensores capacitivos; Método dos elementos finitos.

Abstract

Pressure ulcers, or bedsores, are one of the biggest healthcare society's concerns. This problem usually affects patients who are living in long term care facilities with their soft tissues exposed to a broad range of risk factors, like constant load or traction forces, for long periods of time. Despite the notable technological progress registered in the past decade, the economic and social impact of this problem remains substantial. To date, there is no device capable of simultaneously preventing and early detecting pressure ulcers in an autonomous way.

This thesis represents a first step in the development of the detection component of a device which closes the gap mentioned above. To do so, a three-dimensional (3D) skin model was developed as several capacitive sensors of different geometries (interdigitated and coaxial). In order to assess the performance of those sensors on pressure ulcer detection, three different tests were conducted, *in silico*, through finite element analysis simulation: sensitivity to changes on subepidermal moisture, which are emulated through variations on vessels radius; How skin rugosity affects the sensitivity of sensors; Ability of those sensors to detect deep pressure ulcers. Furthermore, both software and electronic were developed to measure, *in vivo*, skin capacitance with the best sensors of the simulations.

From all of twenty tested electrodes, four stood out (two interdigitated and two coaxial), revealing a capacitance reduction near of 50% to a variation of 37.39% in sub-epidermal water content. Also, it was proved that skin rugosity really impacts the sensors sensitivity, due to the lack of air between the electrode and the uppermost layer of the skin (stratum corneum). In the last test, all of the sensors were unable to detect changes in hypodermis dielectric constant, except one of the interdigitated, which changed capacitance 0.483pF.

In the future, extensive work will have to be done in order to test and integrate these sensors in a solution which has the ability to diagnose and prevent bedsores. Despite the solid results of the simulations, the skin model is only an approximation of reality, which reliability should be tested *in vivo*.

Keywords: Pressure ulcer; Diagnose and prevention; Capacitive sensors; Finite Element Analysis

Índice

Lista de Figuras	xix
Lista de Tabelas	xxi
Siglas	xxiii
Símbolos	xxv
1 Introdução	1
1.1 Objetivos da dissertação	2
1.2 Estrutura da dissertação	2
1.3 Conclusões	3
2 Fundamentação Teórica	5
2.1 Sistema tegumentar	5
2.2 Úlceras de pressão	7
2.2.1 Fisiopatologia	7
2.2.2 Sistema de classificação	8
2.2.3 Fatores de risco	8
2.3 Propriedades elétricas dos tecidos	10
2.3.1 Propriedades elétricas e úlceras de pressão	13
2.4 Transdutores para medição da humidade da pele	13
2.4.1 Transdutores de impedância	14
2.4.2 Transdutores capacitivos	14
2.4.3 Circuitos condicionadores para medição de capacitância	15
2.5 Fundamentos de eletromagnetismo	16
2.6 Método dos elementos finitos	18
2.6.1 Malha e refinamento	20
2.7 Considerações finais	21
3 Prevenção e Diagnóstico de Úlceras de Pressão: Estado da Arte	23
3.1 Sistemas de diagnóstico de úlceras de pressão	23
3.1.1 Dispositivos baseados em fatores de risco	24
3.1.2 Dispositivos de análise fisiológica da pele	25

3.2	Sistemas de prevenção de úlceras de pressão	27
3.2.1	Soluções estáticas	27
3.2.2	Soluções dinâmicas	28
3.3	Método dos elementos finitos e humidade subepidérmica	29
3.4	Considerações finais	31
4	Materiais e Métodos	33
4.1	Simulações eletromagnéticas	33
4.2	Condensador de placas paralelas	34
4.2.1	Geometria e propriedades do modelo	34
4.2.2	Convergência do modelo	36
4.3	Cálculo da capacitância da pele	36
4.3.1	Modelo da pele	37
4.3.2	Modelo dos elétrodos	39
4.3.3	Substrato FR4 e meio envolvente	43
4.3.4	Interface e domínio das simulações	44
4.3.5	Malha do modelo	45
4.4	Testes aplicados aos sensores	46
4.4.1	Avaliação da sensibilidade dos elétrodos	46
4.4.2	Influência da rugosidade da pele	46
4.4.3	Deteção de úlceras de pressão em profundidade	47
4.5	Instrumentação para medição de capacitância	48
4.5.1	Placa de testes e elétrodos	48
4.5.2	Programa de aquisição	48
5	Análise de Resultados	51
5.1	Condensador de placas paralelas	51
5.1.1	Análise de convergência da simulação	52
5.1.2	Análise analítica do resultado	52
5.1.3	Análise numérica	54
5.1.4	Considerações finais	54
5.2	Cálculo da capacitância da pele	55
5.2.1	Validação dos resultados	55
5.2.2	Análise de sensibilidade aos elétrodos	57
5.2.3	Influência da rugosidade da pele	64
5.2.4	Deteção de úlceras de pressão em profundidade	65
5.2.5	Considerações finais	66
5.3	Instrumentação para medição de capacitância	66
5.3.1	Placa de testes	66
5.3.2	Elétrodos em PCI	68
5.3.3	Programa de aquisição	68

6 Conclusão	71
6.1 Sumário da tese	71
6.2 Trabalho futuro	73
6.2.1 Simulações MEF	73
6.2.2 Instrumentação	74
6.2.3 Programa de aquisição	75
6.3 Aplicação na prática clínica	75
Bibliografia	77
I Desenho Técnico	87
II Resultados dos Testes de Sensibilidade	91
III Programa Desenvolvido	97

Lista de Figuras

2.1	Representação tridimensional (3D) simplificada da estrutura da pele.	6
2.2	Ilustração do sistema de classes para as úlceras de pressão do EPUAP.	9
2.3	Circuito de <i>Cole-Cole</i> representativo da resposta elétrica da pele.	11
2.4	Constante dielétrica relativa e condutividade da pele em função da frequência.	12
2.5	Representação tridimensional da pele com um único eletrodo de geometria coaxial para medição de capacitância.	15
2.6	Esquema geral de um oscilador de relaxação para medição de capacitância.	16
2.7	Esquema representativo da malha de um domínio abstrato.	19
2.8	Geometrias dos elementos no método dos elementos finitos.	21
3.1	Apresentação sistemática do estado da arte da presente dissertação.	32
4.1	Perspetiva isométrica do modelo tridimensional do condensador.	35
4.2	Representação simplificada do modelo utilizado na realização das simulações.	37
4.3	Geometria bidimensional de um eletrodo coaxial.	40
4.4	Geometria bidimensional de um eletrodo interdigital.	42
4.5	Esquema bidimensional do modelo da pele com rugosidade.	47
4.6	Esquema bidimensional da esfera colocada no tecido subcutâneo.	47
4.7	Arquitetura do programa desenvolvido para aquisição de dados.	49
5.1	Resultado da análise de convergência aplicada ao modelo do condensador de placas paralelas.	52
5.2	Esquema representativo de um condensador de placas paralelas.	53
5.3	Distribuição do potencial elétrico no plano de simetria do condensador.	54
5.4	Distribuição do campo elétrico num segmento de reta situado no interior do estrato córneo.	56
5.5	Resultados da análise de convergência aplicada ao modelo da pele.	56
5.6	Resultado da malha aplicada a um eletrodo coaxial.	57
5.7	Resultado da malha aplicada a um eletrodo interdigital.	57
5.8	Resultados do teste de sensibilidade dos eletrodos coaxiais.	58
5.9	Gráfico de correlação de <i>Pearson</i> entre os parâmetros de caracterização dos eletrodos coaxiais e a capacitância dos mesmos.	59
5.10	Resultados do teste de sensibilidade dos eletrodos interdigitais.	60

5.11	Distribuição do potencial elétrico no eletrodo interdigital J, no plano $y = 20mm$.	61
5.12	Distribuição do potencial elétrico no eletrodo interdigital E, no plano $y = 20mm$.	62
5.13	Gráfico de correlação de <i>Pearson</i> entre os parâmetros de caracterização dos eletrodo interdigitais e a capacitância dos mesmos.	63
5.14	Resultados dos quatro melhores eletrodos do teste de sensibilidade.	63
5.15	Resultados dos eletrodos nos testes de sensibilidade, com rugosidade na pele.	64
5.16	Esquemático da placa de testes desenvolvida.	67
5.17	Representação tridimensional da placa de testes desenvolvida.	67
5.18	Eletrodos desenhados para placas de circuito impresso.	68
I.1	Desenho técnico da estrutura tridimensional do condensador.	88
I.2	Desenho técnico da estrutura tridimensional da pele, com um eletrodo coaxial.	89
III.1	Programa desenvolvido para apresentação de dados adquiridos pela placa de testes.	98

Lista de Tabelas

2.1	Fatores de risco intrínsecos e extrínsecos associados ao desenvolvimento de úlceras de pressão.	9
3.1	Comparação de dispositivos de análise do estado fisiológico da pele, através de transdutores capacitivos e de impedância.	25
3.2	Estudos científicos onde o método dos elementos finitos foi utilizado no desenvolvimento de modelos para a pele e para elétrodos interdigitais, coaxiais, entre outros.	30
4.1	Parâmetros utilizados no modelo de <i>Cole-cole</i> para cada um dos estratos da pele.	38
4.2	Parametrização dos elétrodos digitais utilizados nas simulações da pele. . . .	41
4.3	Parametrização dos elétrodos interdigitais utilizados nas simulações da pele. .	43
4.4	Parâmetros utilizados no modelo teórico de <i>Cole-Cole</i> para o substrato FR4. . .	44
4.5	Variações no raio dos vasos sanguíneos e na quantidade de água relativa da camada epiderme-derme do modelo da pele.	46
5.1	Resultado das simulações para detecção de úlceras de pressão em profundidade. .	65
II.1	Resultados do teste de sensibilidade aplicado a diferentes geometrias de elétro- dos coaxiais.	91
II.2	Resultados do teste de sensibilidade aplicado a diferentes geometrias de elétro- dos interdigitais.	93

Siglas

CA	Corrente Alternada
CC	Corrente Continua
CCD	Conversor de Capacitância para Digital
CDRC	Constante Dielétrica Relativa Complexa
CSS	<i>Cascading Style Sheet</i>
CSV	<i>Comma Separated Values</i>
DAC	Desenho Assistido por Computador
EC	Estrato Córneo
ED	Epiderme-Derme
EDO	Equações Diferenciais Ordinárias
EDP	Equações Diferenciais Parciais
EPUAP	<i>European Pressure Ulcer Advisory Panel</i>
FR	Factor de Risco
HSP	Humidade Subepidérmica da Pele
HTML	<i>Hypertext Markup Language</i>
JS	JavaScript
MEF	Método do Elementos Finitos
PCI	Placa de Circuito Impresso
POO	Programação Orientada pelos Objetos
SD	Sistema de Diagnóstico

SIGLAS

TS Tecido Subcutâneo

UP Úlcera de Pressão

USB *Universal Serial Bus*

Símbolos

Y Admitância, S

C Capacitância, C

G Condutância, S

g Aceleração gravítica, $9,8m \cdot s^{-2}$

Z Impedância, Ω

μ_0 Permissividade do vácuo, $4\pi \times 10^{-7}H \cdot m^{-1}$

ϵ_0 Constante dielétrica do vácuo, $8.854 \times 10^{-12}F \cdot m^{-1}$

Introdução

As úlceras de pressão (UP) são lesões crónicas que surgem no tecido mole, normalmente sobre uma protuberância óssea, quando este é submetido a pressão elevada por longos períodos. Estas afetam qualquer faixa etária, sendo mais comuns entre doentes acamados cuja condição não lhes permite aliviar zonas de maior pressão [1–3]. Com incidência em diversas localizações do corpo humano e com altas taxas de mortalidade e morbilidade, este problema traduz-se num grande encargo financeiro para as instituições governamentais e hospitalares [4, 5]. A comunidade hospitalar está consciente da problemática que as UP representam na sociedade. Em Portugal, o plano nacional para a segurança dos doentes, divulgado pela direção geral de saúde, estabelece que, até ao final de 2020, 95% das instituições devem implementar práticas de avaliação de risco, prevenção e tratamento de UP [6]. Com o envelhecimento da população mundial e aumento da esperança média de vida [7], reúnem-se todas as condições para o agravamento desta problemática.

O diagnóstico de UP passa, na generalidade, pela observação visual da pele do paciente por parte de profissionais de saúde [8, 9]. No entanto, esta é condicionada por diversos fatores como o fenótipo da pele ou a experiência do profissional. Para além da observação visual, são inúmeros os métodos desenvolvidos até à data para deteção de UP sendo os mais avançados e exatos aqueles que avaliam de forma direta o estado fisiológico da pele, quer através de métodos de imagem médica ou de sensores eletrofisiológicos.

Apesar do desenvolvimento tecnológico da última década, não existe nenhum dispositivo que, através da recolha de dados eletrofisiológicos, previna ativamente e de forma autónoma o processo ulcerativo [1]. Desta forma, através de técnicas de simulação, baseadas no método dos elementos finitos (MEF), a presente dissertação inicia o desenvolvimento de sensores eletrofisiológicos, que no futuro poderão integrar um dispositivo capaz de colmatar a falha referida anteriormente.

1.1 Objetivos da dissertação

O presente trabalho prende-se então com a seguinte hipótese preliminar:

Sensores capacitivos podem ser utilizados para detetar o processo ulcerativo, estando integrados futuramente numa solução de prevenção e diagnóstico de UP.

Desta forma, identifica-se, tanto para a componente de simulação como de instrumentação, os seguintes objetivos:

- **Elaboração de modelos representativos da pele e tecidos moles através de desenho assistido por computador (DAC):** Com aumento sucessivo da complexidade estrutural da pele, pretende-se obter uma representação o mais realista possível da mesma. A exatidão da simulação aumenta com a aproximação do modelo à realidade.
- **Verificar de que forma varia a capacitância da pele com alterações na constante dielétrica relativa da epiderme e derme:** Através da aplicação do MEF aos modelos referidos anteriormente, com recurso ao programa COMSOL® Multiphysics [10].
- **Perceber qual a geometria dos elétrodos melhor se adequa ao problema:** Serão desenhados elétrodos coaxiais e interdigitais com diferentes geometrias, aos quais se aplicará testes de sensibilidade à variação da humidade subepidérmica da pele (HSP).

No que se refere aos objetivos para a componente de instrumentação, destacam-se:

- **Traduzir os resultados das simulações num dispositivo capaz de medir a capacitância da pele.**
- **Programar todo *software* subjacente ao dispositivo:** Este irá estabelecer comunicação por serial, com qualquer computador.

Posto isto, a presente dissertação revela-se como uma oportunidade de dar início ao desenvolvimento do primeiro dispositivo, baseado em técnicas de simulação, capaz de desencadear respostas mecânicas perante a evidência de que uma UP se está a formar.

1.2 Estrutura da dissertação

A presente dissertação está estruturada da seguinte forma: No Capítulo 2, apresenta-se toda a teoria subjacente à mesma. Aborda-se, portanto, anatomia da pele, fisiopatologia e classes das UP, formulação eletromagnética do MEF e circuitos de medição de capacitância. De seguida, o Capítulo 3 prende-se com o estado da arte do tema. Deste modo, descrevem-se os dispositivos, encontrados numa revisão extensiva, desenvolvidos até ao momento para diagnóstico e prevenção de UP. Para além disso, destacam-se também alguns estudos onde o MEF foi usado no desenvolvimento de sensores capacitivos para monitorização de

humidade. No Capítulo 4 descreve-se a metodologia adotada, tanto no desenvolvimento dos sensores de deteção de UP como da placa de teste e *software* para aquisição de capacitância. No Capítulo 5 discutem-se os resultados dos elétrodos nos diversos testes aos quais estes foram submetidos. Finalmente, no Capítulo 6 sumariza-se as considerações mais relevantes da presente dissertação.

1.3 Conclusões

Nos testes aplicados aos sensores destaca-se o desempenho de quatro elétrodos em específico, dois coaxiais e dois interdigitais. Estes foram os que apresentaram uma maior variação na capacitância aquando da alteração da humidade subepidérmica da pele (HSP). Para além disso, verificou-se também que a rugosidade da pele é um fator que afeta consideravelmente a sensibilidade dos sensores, podendo esta diminuir até cerca de 37%. Noutro teste realizado concluiu-se ainda que, dos quatro elétrodos referidos anteriormente, apenas um dos interdigitais é sensível às alterações da constante dielétrica relativa do tecido subcutâneo (TS).

No que se refere à eletrónica desenhada, placa de testes e elétrodos em placa de circuito impresso (PCI), esta terá de ser testada, *in vivo*, em trabalho futuro. Por outro lado, o *software* encontra-se finalizado e testado, não obstante de sofrer alterações de modo a acompanhar a instrumentação referida anteriormente.

Fundamentação Teórica

O presente capítulo tem como principal objetivo fornecer os fundamentos teóricos que sustentam a dissertação. Neste descreve-se, de forma simplificada, a anatomia da pele (Secção 2.1). De seguida, aborda-se a fisiopatologia, classificação e fatores de risco (FR) associados ao desenvolvimento de úlceras de pressão (UP) (Secção 2.2). Ainda neste capítulo, expõem-se as propriedades elétricas que descrevem a pele (Secção 2.3) e dois tipos de transdutores utilizados na sua medição (Secção 2.4). Por fim, apresentam-se alguns conceitos fundamentais de eletromagnetismo (Secção 2.5) que estão na base da formulação eletromagnética do método dos elementos finitos (MEF) (Secção 2.6).

2.1 Sistema tegumentar

Fazem parte do sistema tegumentar a pele e as suas estruturas complementares, como os pelos, glândulas sudoríferas e sebáceas, unhas e recetores sensitivos [11, 12]. Este sistema desempenha diversas funções sendo o principal responsável pela manutenção da homeostasia entre o meio intra e extracorporal. Por o presente estudo estar diretamente relacionado com o desenvolvimento de UP, uma patologia resultante do processo inflamatório da pele, as estruturas complementares do sistema tegumentar não irão ser exploradas.

A pele constitui-se como a primeira linha de defesa entre o organismo e o meio extracorporal, sendo um órgão de extrema complexidade que cobre toda a superfície do corpo humano. Esta constitui cerca de 15% da massa total de um indivíduo adulto [13] e desempenha funções vitais, nomeadamente, de proteção contra agressões físicas, químicas ou biológicas provenientes do meio extracorporal, funções metabólicas, de termorregulação e ainda sensoriais [11, 14]. Esta variedade funcional é assegurada pela diversidade de tecidos que a constituem: tecido epitelial, conjuntivo, muscular e nervoso [15].

No que se refere à sua morfologia, a pele é constituída por duas camadas, a epiderme e

a derme, representadas na Figura 2.1. Nesta ilustração, encontra-se também uma camada de tecido subcutâneo (TS), sobrejacente a uma proeminência óssea. Importa salientar que, para alguns autores, o tecido subcutâneo constitui-se como uma terceira camada da pele, a hipoderme [16–18].

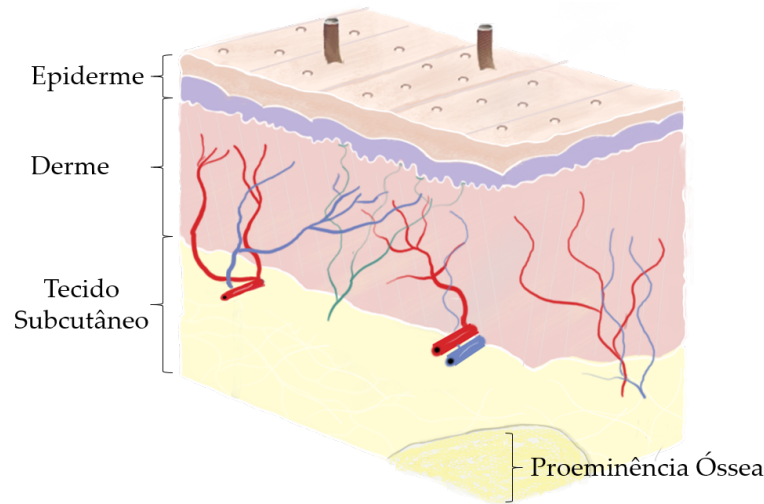


Figura 2.1: Representação tridimensional (3D) simplificada da estrutura de três camadas da pele, localizada sobre um proeminência óssea.

Desta forma, para a realização de modelos apropriados, é relevante conhecer todas as características anatómicas e morfológicas de cada uma das camadas da pele:

- **Epiderme:** Constituída por tecido epitelial e com uma espessura compreendida entre 75 e 150 μm , a epiderme pode ser dividida em quatro subcamadas ou estratos. São estes, do mais profundo para o mais superficial, o estrato basal, espinhoso, granuloso e córneo (EC). Esta camada é desprovida de vasos sanguíneos, estando a sua nutrição dependente da derme [19]. No que se refere às características estruturais, o estrato córneo é constituído por células hexagonais (corneócitos), com um diâmetro de 40 μm , uma altura de 0.8 μm [20] e um espaço intercelular de 0.1 μm . A espessura deste estrato varia com a região corporal, sendo, por exemplo, 20 μm na região dorsal do braço superior [21]. No que se refere aos restantes estratos, estes são morfológicamente semelhantes, constituídos maioritariamente de queratinócitos (células colunares e cúbicas) que ocupam uma fração do volume, $\varphi_{\text{queratinócitos,epiderme}} = 0.83$ [22]. No que se refere à quantidade relativa de água da epiderme, esta varia do EC para os restantes. O primeiro é constituído por 15% – 25% de água, enquanto nos outros este valor ascende a 75% [23].
- **Derme:** Situa-se entre a epiderme e o tecido subcutâneo. As suas principais funções são suportar, estruturalmente e nutricionalmente, a epiderme e ainda fornecer resistência e elasticidade à pele. Esta possui uma espessura compreendida entre 1.5 e 2.5 mm, e uma elevada complexidade estrutural que se traduz numa diversificada

constituição celular: Fibroblastos, linfócitos e histiócitos ou macrófagos são alguns exemplos de tipos de células presentes na derme [14, 17, 19, 24]. Esta camada pode ser dividida em duas subcamadas, a derme papilar e reticular. A primeira ocupa cerca de 10% derme e consiste numa rede densa de colagénio [25]. A segunda ocupa os restantes 90% da derme, sendo constituída por tecido conjuntivo irregular, vasos linfáticos, nervos e vasos sanguíneos. A fração de água nesta camada ronda os 70% [26].

- **Tecido Subcutâneo:** Situa-se entre a derme e o músculo. O TS desempenha funções de reserva e nutritivas, nomeadamente através de polímeros de triglicerídeos. Para além disso, esta camada tem o papel de isolar termicamente o corpo humano [27]. Quanto à morfologia, o TS é constituído por adipócitos. Estes possuem uma estrutura esférica com um diâmetro aproximado de $82.6\mu m$. No que se refere à espessura, esta camada pode apresentar dimensões bastante variáveis. Finalmente, salienta-se que a quantidade de água relativa desta camada é semelhante à do EC, cerca de 20%.

Em suma, a pele, órgão pertencente ao sistema tegumentar, desempenha um papel crucial na manutenção da homeostasia do corpo humano. Desde funções estruturais, sensoriais ou de termorregulação, todas estas são asseguradas pela complexidade estrutural e fisiológica de cada uma das três camadas que constituem a pele.

2.2 Úlceras de pressão

De acordo com o *European Pressure Ulcer Advisory Panel* (EPUAP), uma UP pode ser definida como "*uma lesão localizada na pele e/ou tecido subjacente, normalmente sobre uma proeminência óssea, como resultado da pressão ou da combinação desta com forças de torção*" [28].

2.2.1 Fisiopatologia

O nome úlcera de pressão sugere precisamente que a pressão excessiva e constante é o principal FR subjacente à formação deste problema. Contudo, este não é exclusivo, abordando-se os restantes na Secção 2.2.3.

Apesar dos inúmeros FR associados ao processo ulcerativo, a nível circulatório todos culminam no mesmo mecanismo: um período de isquemia [29] precedido de um aumento da permeabilidade capilar. O tecido mole, como a pele, pode ser considerado um material viscoelástico, sendo a sua recuperação influenciada pelo tempo de compressão. Assim, pressões elevadas sobre a pele são toleradas por curtos períodos temporais, num regime de recuperação elástica [17]. Para baixas pressões, aplicadas por longos períodos, predomina o comportamento viscoso, sendo a pele incapaz de retornar ao seu estado inicial. Desta forma, quando a pressão exercida no tecido é superior à pressão arteriolar ($32mmHg$) [30], o fluxo de sangue é interrompido [31, 32] levando a um processo de isquemia localizada.

De seguida, quando a pressão é aliviada a permeabilidade capilar aumenta, havendo um fluxo de sangue excessivo para a região em causa (hiperóxia reativa). Deste modo, estes fenómenos poderão desencadear uma resposta inflamatória na pele que culmina em necrose celular e consequentemente no desenvolvimento de uma UP.

No que se refere às regiões onde a formação de UP é mais comum, estudos conduzidos em diferentes contextos evidenciam que as zonas sacrococcígea e isquiática são as mais propensas ao desenvolvimento deste problema [33–35]

2.2.2 Sistema de classificação

Segundo o EPUAP, as UP enquadram-se em quatro classes distintas, baseadas na profundidade da lesão [28]. Estas são descritas de seguida e encontram-se ilustradas na Figura 2.2. Assim sendo:

- **Classe I - Eritema não branqueável:** Todas as camadas da pele estão intactas, à exceção da epiderme que apresenta um pequeno rubor localizado. Surge principalmente sobre uma proeminência óssea, estando a sua observação condicionada pela pigmentação da pele. Para além das alterações visuais, a região lesada pode apresentar outras diferenças para o tecido adjacente, tais como temperatura elevada e rigidez [27, 28]. Um importante sinal desta classe é o facto do rubor não desaparecer quando a zona lesada é pressionada [29].
- **Classe II - Perda parcial da espessura da pele:** Tanto a derme como a epiderme são afetadas havendo, como o próprio nome indica, perda parcial na espessura destas camadas. Neste estágio, uma UP é vista clinicamente como um abrasão, vesícula ou cratera pouco profunda [27].
- **Classe III - Perda total da espessura da pele:** Neste estágio há uma perda completa da espessura da pele. Este tipo de lesão afeta toda a área entre o EC e a fáscia subjacente (músculo e osso), não ficando a última exposta ao meio extracorporal. No que se refere à profundidade da lesão, esta depende da região anatómica afetada. Por exemplo, em zonas como a asa do nariz, ou região occipital, as UP são superficiais, devido à ausência de tecido subcutâneo [2].
- **Classe IV - Perda total da espessura dos tecidos:** Este estágio caracteriza-se pela perda total da espessura da pele e fáscia subjacente, ficando assim o osso e tendão visíveis e diretamente palpáveis. Pode, no entanto, estar presente no leito da lesão, escaras (tecido necrótico) que impossibilitam uma correta classificação da UP.

2.2.3 Fatores de risco

São inúmeros os fatores associados ao desenvolvimento de uma UP, mas todos eles culminam no mesmo problema, isquemia localizada que provoca necrose do tecido. Desta

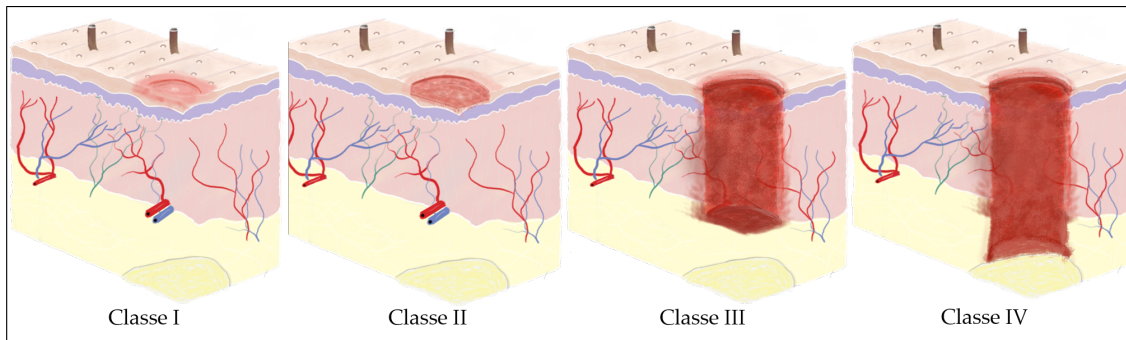


Figura 2.2: Ilustrações tridimensionais do sistema de classes do EPUAP para úlceras de pressão. **Classe I** - Pequeno rubor localizado na epiderme; **Classe II** - Perda parcial da espessura de epiderme e derme; **Classe III** - Lesão que vai desde o estrato córneo até à fáscia subjacente; **Classe IV** - Ossos e tendões ficam visíveis e palpáveis [28].

forma, previamente à aplicação de qualquer medida preventiva, o diagnóstico inicia-se com uma avaliação do risco que determinado paciente ocorre de desenvolver uma UP [36]. Por exemplo, um indivíduo com atividade motora condicionada ou diabetes está mais vulnerável a este problema do que um sujeito saudável. Posto isto, de modo a quantificar a suscetibilidade de um paciente desenvolver UP, usam-se as escalas de *Braden*, *Norton* e *Waterlow* na prática clínica [37, 38].

No que se refere aos FR conhecidos, estes podem ser divididos em duas classes distintas, fatores intrínsecos e extrínsecos. Os primeiros relacionam-se com a condição fisiológica e anatómica do paciente, enquanto que os segundos são independentes da mesma. Em síntese, apresenta-se a Tabela 2.1:

Tabela 2.1: Fatores de risco intrínsecos e extrínsecos associados ao desenvolvimento de UP.

Fatores Intrínsecos	Fatores Extrínsecos
Imobilidade: Devido a lesões medulares, encefálicas, pós-operatório com longos períodos de recuperação ou qualquer outra doença que provoque invalidez.	Pressão: Este é o fator mais importante. Se a pressão for superior a 32 mmHg (pressão arteriolar), numa determinada região, o sujeito ocorre risco de formação de UP.
Alterações de sensibilidade: Sujeitos com condição sensitiva anormal, podem não ter sensibilidade suficiente para detetar regiões corporais sujeitas a pressões elevadas.	Forças de corte ou de tração: Relaciona-se com o movimento de translação do corpo sobre uma superfície externa estática.
Idade (< 5 e > 65 anos): Nestes períodos, a pele apresenta espessuras inferiores à idade adulta.	Humidade Excessiva: Devido a incontinência urinária e/ou fecal, sudorese, secreções respiratórias ou vômito.

Estado Nutricional: Sujeitos hiponutridos estão mais suscetíveis à formação de UP, visto que possuem camadas de tecido adiposo mais finas [27].

UP, úlceras de pressão.

Os FR apresentados anteriormente são bem conhecidos e globalmente aceites pela comunidade científica. Contudo, existem muitos outros que não estão completamente esclarecidos. Este desconhecimento é a principal lacuna das escalas referidas anteriormente. Estudos evidenciam que a aplicação destas escalas na prática clínica leva a um elevado número de falsos positivos [39]. Assim, as instituições hospitalares tendem a não as aplicar.

2.3 Propriedades elétricas dos tecidos

Qualquer material possui um conjunto de propriedades mecânicas e elétricas que o descrevem. Quanto às segundas, estas relacionam-se com capacidade do material conduzir corrente, podendo ser classificados em condutores, semicondutores e isolantes [40]. Dentro dos últimos, existe uma nova classe com propriedades elétricas bastante específicas, os dielétricos. Estes ainda que isolantes têm a capacidade de armazenar carga elétrica, q , aquando da aplicação de um campo elétrico, \vec{E} . Desta forma, este tipo de materiais é bastante usado entre as placas de condensadores, trazendo essencialmente duas vantagens:

1. Limitam a diferença de potencial que pode ser aplicada aos terminais do condensador a um valor (V_{max}), conhecido como potencial de ruptura. Caso este valor seja atingido, o dielétrico passa a ser um condutor devido à ionização das partículas que o constituem.
2. Aumenta a capacitância do condensador (C) a uma constante ϵ_r denominada de constante dielétrica relativa. Desta forma tem-se que $C = \epsilon_r C_{ar}$.

Numa visão atômica, quando se aplica um campo elétrico a um dielétrico, dependendo da sua estrutura molecular, existem duas possibilidades, consoante a natureza das moléculas que o constituem:

- **Moléculas polares:** Como por exemplo a molécula de água (H_2O), estas possuem um momento dipolar elétrico permanente (\vec{p}). Desta forma, ocorre o alinhamento dos dipolos com o campo elétrico, produzindo-se assim outro campo com sentido oposto e módulo muito menos intenso que o aplicado às partículas.
- **Moléculas apolares:** Caso as moléculas sejam apolares, como o dióxido de carbono (CO_2), não têm momento dipolar permanente. Desta forma, na presença de um

campo elétrico, estas adquirem-no por indução. De seguida, a resposta é igual às anteriores.

Em suma, a presença de um material dielétrico entre as placas de um condensador altera a capacitância do mesmo. Isto porque o módulo do campo elétrico resultante diminui, tendo este maior capacidade de armazenar carga nos seus terminais.

A aplicação de um campo elétrico a um condutor provoca o movimento de cargas livres no seu interior, o que faz com que este se anule. No caso de um dielétrico, como explicado anteriormente, o campo não se anula, apenas se reduz. A pele possui, simultaneamente, características de condutor e dielétrico [41], devido à sua estrutura microscopicamente complexa, analisada na Secção 2.1. Desta forma, a resposta microscópica deste tecido aquando da aplicação de um campo elétrico depende de fatores como estrutura celular, densidade de cargas no meio intra e extracelular e polarização da membrana celular. Assim, em termos de propriedades elétricas a pele parametriza-se pela constante dielétrica relativa, ϵ_r , e condutividade, σ em $S \cdot m^{-1}$ [42].

A resposta da pele à aplicação de um campo elétrico pode ser estudada segundo a teoria de circuitos. Visto que este tecido tem, simultaneamente, propriedades capacitivas e condutivas, a sua resposta a um campo elétrico variável pode ser representada por um circuito elétrico equivalente, constituído por um condutor (G_2) em paralelo com um condensador (C) e um outro condutor (G_1), como se representa na Figura 2.3. As expressões gerais para cada uma destas grandezas são dadas por:

$$C = \epsilon \cdot \frac{A}{d} \quad (2.1)$$

e

$$G = \sigma \cdot \frac{A}{d} \quad (2.2)$$

Onde d representa a espessura do material, neste caso a pele, e A a área de secção transversal.

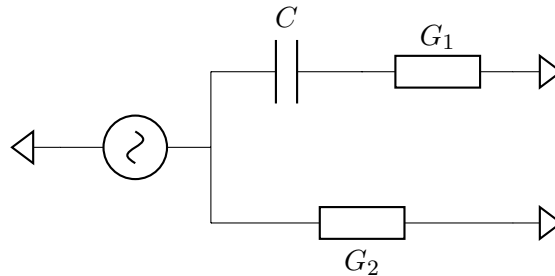


Figura 2.3: Circuito de *Cole-Cole* representativo da resposta elétrica da pele. C representa a capacitância resultante das propriedades capacitivas da membrana celular. G_1 e G_2 traduzem, respetivamente, as propriedades condutivas dos fluidos intracelular e extracelular.

Fazendo uma analogia entre o circuito representado na Figura 2.3 e os fenómenos microscópicos no interior da pele, G_2 , representa a condução iónica no fluido extracelular,

G_1 no fluido intracelular e C as propriedades capacitivas da bicamada fosfolipídica da membrana celular [43]. Este modelo é conhecido por modelo de *Cole-Cole*, uma adaptação do modelo tradicional de *Debye*, e descreve, na totalidade, a resposta da pele à aplicação de um campo elétrico, tanto em regime de corrente alternada (CA) como de corrente contínua (CC). Importa ainda referir também que o modelo de *Cole-Cole* se aplica tanto à pele, como a qualquer uma das camadas que a constitui (epiderme, derme e tecido subcutâneo), diferindo apenas as constantes, ϵ , σ e d [44].

Olhando para o modelo de *Cole-Cole* verifica-se que a quantidade de corrente que passa no condensador (C) e no condutor (G_2) depende da frequência do sinal de excitação o que significa que a pele é um meio dispersivo (constante dielétrica relativa $\epsilon_r(\omega)$ e a condutividade $\sigma(\omega)$ dependem da frequência angular do campo elétrico). Na Figura 2.4 representa-se estas grandezas em função da frequência do campo.

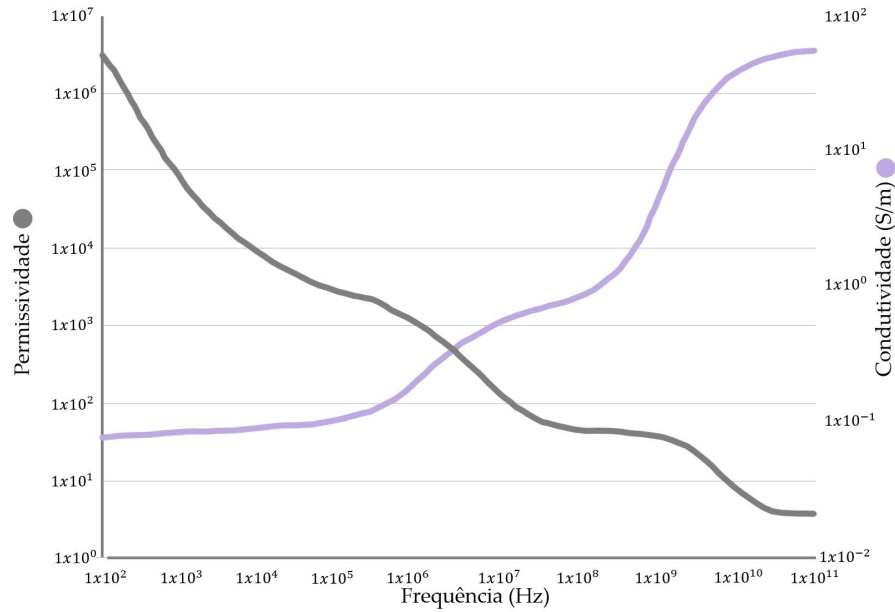


Figura 2.4: Constante dielétrica relativa e condutividade para diversas frequências do campo elétrico. Imagem adaptada de *F. Wang* [8].

Uma outra forma de representar a constante dielétrica relativa do meio é através de um número complexo dado pela expressão $\epsilon^*(\omega) = \epsilon' + \epsilon''$, onde ω é a frequência angular do campo elétrico e ϵ'' o termo de perdas (capacidade do campo elétrico produzir energia térmica ao penetrar no meio) que se relaciona com a condutividade através de $\epsilon'' = \frac{\sigma}{\omega\epsilon_0}$. Posto isto, o modelo teórico de *Cole-Cole*, descreve matematicamente as propriedades elétricas do tecido através da expressão:

$$\epsilon^*(\omega) = \epsilon'_\infty + \sum_{i=1}^N \frac{\Delta\epsilon'_i}{1 + (j\omega\tau_i)^{1-\alpha_i}} - \frac{\sigma_{DC}}{j\omega\epsilon_0} \quad (2.3)$$

Onde ϵ'_∞ representa o limite ótico da constante dielétrica, isto é:

$$\epsilon'_\infty = Re \left\{ \lim_{\omega \rightarrow \infty} \epsilon^*(\omega) \right\} \quad (2.4)$$

σ_{DC} a condutividade da pele em regime DC, $\Delta\epsilon'_i$ incrementos de ordem i na constante dielétrica, τ_i o tempo de relaxação de ordem i e por fim α_i , um real compreendido entre zero e um, que permite diversificar a forma do espectro dielétrico. Para além disso, N representa o número de dispersões, calculado experimentalmente.

2.3.1 Propriedades elétricas e úlceras de pressão

Agora que exploradas as propriedades elétricas dos tecidos (σ e ϵ_r), importa perceber de que forma o processo ulcerativo pode refletir-se em alterações das mesmas.

A fase inicial do desenvolvimento de uma UP, caracteriza-se pelo bloqueio total, ou parcial, do fluxo de sangue na epiderme e nas camadas inferiores da derme, nomeadamente o estrato basal, espinhoso e granuloso (Secção 2.1). Quando a microcirculação é posta em causa, logicamente o aporte de oxigénio para tecidos também o é (hipoxia), desencadeando-se por isso uma resposta inflamatória resultante de anomalias no processo metabólico. Quando a pressão na área afetada é aliviada, a permeabilidade dos capilares aumenta, havendo um aumento no fluxo de sangue e da quantidade de oxigénio no tecido, fenómeno conhecido por hiperóxia reativa [45–47]. Se por um lado a diminuição do nível de oxigénio provoca alterações metabólicas, que podem levar a inflamação ou até à necrose celular, o seu aumento também, devido às propriedades oxidantes deste elemento.

Com esta explicação, percebe-se que o processo ulcerativo é antecedido de diversas oscilações na humidade subepidérmica da pele (HSP), sendo estas um indicador da formação de UP. A água é um material dielétrico e sua presença, ou ausência, altera as propriedades elétricas do tecido [48]. Desta forma, através da medição grandezas como impedância (Z) ou capacitância (C) é possível quantificar a humidade subepidérmica.

Vários estudos, realizados até ao momento, provam que a quantificação da HSP permite detetar precocemente o processo ulcerativo [49]. Assim, conclui-se que a HSP, ou por outras palavras o estado de hidratação da pele, correlaciona-se com o processo ulcerativo, constituindo-se com um indicador precoce do mesmo que pode ser detetado através das propriedades elétricas da pele.

2.4 Transdutores para medição da humidade da pele

Afim de quantificar HSP é necessário a instrumentação adequada. Desta deve fazer parte um sensor e um circuito condicionador. O primeiro corresponde a um elétrodo que entra em contacto diretamente com o estrato córneo, enquanto o segundo é um circuito capaz de converter a grandeza a ser medida em tensão (V). Na presente dissertação os elétrodos serão desenvolvidos com cobre e FR4, compósito constituinte das placas de circuito impresso (PCI). Por outro lado, o circuito condicionador será o conversor de capacitância para digital (CCD) da *Analog Devices*®, explorado na Secção 2.4.3. A junção do sensor com o circuito condicionador constitui o transdutor.

Existem dois tipos de transdutores cuja finalidade é traduzir a HSP em grandezas físicas. São estes os transdutores de impedância (Secção 2.4.1) e os de capacitância ou capacitivos (Secção 2.4.2). No presente estudo, os resultados da simulação MEF foram fundamentais para o desenvolvimento de um transdutor capacitivo.

2.4.1 Transdutores de impedância

Os transdutores de impedância têm diversas aplicações na área das ciências médicas [42, 48, 50], como por exemplo, na medição dos níveis de glucose no sangue ou até monitorização da quantidade de fármaco absorvido na pele, após a sua administração. Numa vertente de carácter menos científico são usados em balanças, ou outros dispositivos, para determinar a percentagem de massa gorda ou de água corporal do corpo humano.

A impedância (Z^*) é uma grandeza física que representa a oposição de um circuito à passagem de corrente elétrica. Matematicamente é dada pela expressão 2.5, onde o símbolo $*$ significa que esta grandeza pertence ao conjunto dos números complexos:

$$Z^* = R + jX \quad (2.5)$$

A impedância corresponde a um vetor de fase, onde tanto a parte real como imaginária são dadas em ohms (Ω) e representam respetivamente, a resistência (R) e a reactância (X) do circuito, que pode ser capacitiva (X_C) ou indutiva (X_L). A reactância capacitiva, de forma simplificada, define-se como a resistência que um condensador oferece à passagem de corrente em regime CA. Em regimes de corrente continua X é nulo, e consequentemente $Z = R$, o que significa que o circuito é puramente resistivo. A pele possui, em simultâneo, características de condensador e condutor (Secção 2.3) que dependem da quantidade de humidade subepidérmica. Desta forma percebe-se que a determinação da impedância poderá desempenhar um papel importante na deteção de úlceras de pressão [48].

São inúmeras as montagens existentes para medir a impedância da pele, contudo a mais comum consiste na aplicação de uma tensão de excitação a um circuito constituído por uma resistência conhecida em série com o eléctrodo colocado sob o tecido. Esta frequência de excitação pode ser variável ou constante, sendo usual aplicar as duas técnicas [51]. Com um amplificador *Lock In*, mede-se a voltagem aos terminais da resistência que, juntamente com a corrente do circuito, permite calcular a impedância.

Para além do desenvolvimento de um dispositivo de impedância ser pouco dispendioso (cerca de 25€) estes apresentam resultados pouco precisos na medição dos níveis de água corporais. Nos últimos anos, as tecnologias de medição de impedância evoluíram bastante, no entanto, pela pesquisa realizada conclui-se que estas não são referência na determinação da humidade subepidérmica da pele.

2.4.2 Transdutores capacitivos

Para além dos transdutores de impedância existem também os capacitivos, que são explorados e desenvolvidos na presente dissertação.

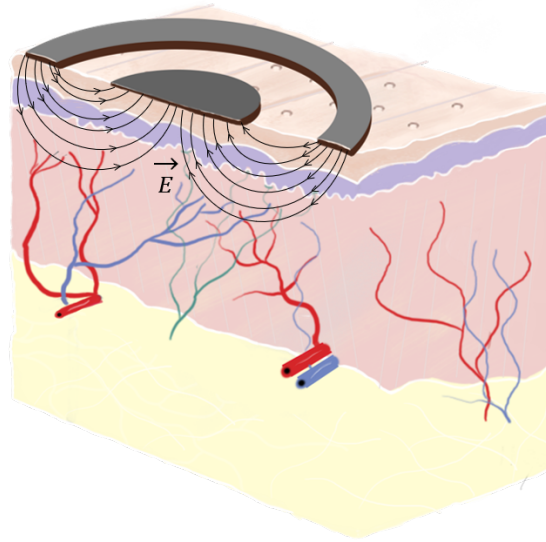


Figura 2.5: Representação tridimensional da pele com um único eletrodo de geometria coaxial para medição de capacitância. É também apresentado a propagação de o campo elétrico na pele para este tipo de eletrodo.

Os circuitos condicionadores de um transdutor capacitivo convertem a capacitância de um eletrodo em tensão. O último pode assumir diferentes geometrias, das quais se destacam as interdigitais e coaxiais, sendo as últimas representadas na Figura 2.5. A geometria do eletrodo é o fator mais importante na medição da capacitância, para além do circuito condicionador.

De forma a entender o mecanismo de medição de capacitância importa estabelecer um paralelismo entre a Figura 2.5 e um condensador de placas paralelas. Nesta figura, o dielétrico é a pele enquanto que os terminais do condensador são o próprio eletrodo. A aplicação de tensão no terminal positivo faz com que este adquira uma carga representada por Q_+ . No outro terminal, o central, a carga é Q_- , gerando-se assim um campo elétrico, \vec{E} , que vai do terminal positivo para o negativo, atravessando as camadas da pele. A carga Q_+ do material depende da HSP e consequentemente do estado fisiológico da pele.

A principal vantagem deste tipo de transdutores é a coerência dos resultados que este proporciona. Por outro lado, estes dispositivos são tecnologicamente avançados, o que os torna dispendiosos e de difícil reprodução.

2.4.3 Circuitos condicionadores para medição de capacitância

Os circuitos para medição de capacitância são uma área bastante madura no campo da eletrônica. Estes estão presentes em diversos dispositivos do nosso quotidiano, por exemplo, nos telefones, *touchpads*, *tablets* e computadores. Apesar da grande variedade de circuitos, com princípios de funcionamento bastante diversificados, o mais comum passa pela aplicação de uma senoide a um circuito constituído por uma resistência, R , conhecida e capacitância, C , desconhecida. Através do potencial e desfasamento resultantes

é possível calcular C . Para além desta técnica, muitas outras foram desenvolvidas, tais como: determinação da constante τ de um circuito RC, medição direta da carga de um condensador através de osciladores de relaxação, divisores de tensão capacitivos, entre outros [8].

Na Figura 2.6 encontra-se uma representação esquemática de um oscilador de relaxação. Este é usado frequentemente em *touchscreens* ou botões sensíveis ao toque. O seu funcionamento, sucintamente, pode ser descrito da seguinte forma: Uma corrente conhecida (i_{carga}) carrega o condensador de capacitância desconhecida (C). Quando o potencial resultante da carga do condensador iguala o de referência (V_{th}) o estado de um comparador altera-se. O tempo de carga é medido através de um contador, estando este diretamente relacionado com a capacitância do sistema.

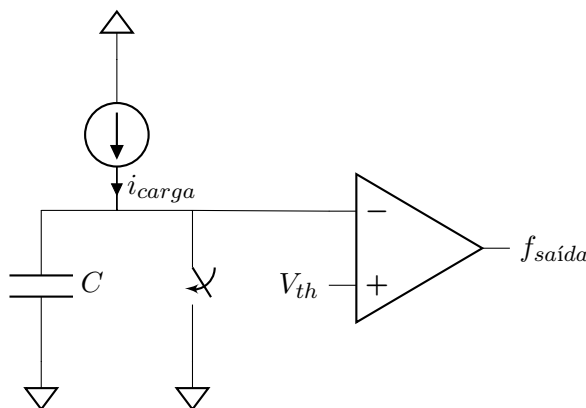


Figura 2.6: Esquema geral de um oscilador de relaxação, usado comercialmente para medir capacitância em botões sensíveis ao toque.

Num estudo conduzido por Wang [8], que resultou no desenvolvimento do SEM Scanner®, um sistema de diagnóstico (SD) para UP, provou-se que este tipo de circuito é muito sensível à capacitância parasita. Esta inclui a capacitância das pistas da PCI, do elétrodo em contacto com a pele e de todos os outros componentes do circuito. Desta forma, a relação $C_{Pele}/C_{Parasita}$ é reduzida o que significa que o sinal é maioritariamente condicionado pela $C_{Parasita}$.

Para além do oscilador de relaxação, a montagem CCD sigma-delta foi testada no estudo de Wang [8]. Este circuito apresentou a melhor sensibilidade das duas montagens. Num total de 40 condensadores testados registou-se um erro de 0.173%. Deste modo, na presente dissertação projetou-se o circuito condicionador, com o CCD AD7746 da Analog Devices® [52]. Este excita o terminal positivo dos eléttodos com uma frequência de $32KHz$, para um potencial elétrico de $2.5V$, programável.

2.5 Fundamentos de eletromagnetismo

A teoria eletromagnética é baseada em quatro equações fundamentais, as equações de Maxwell. Apesar de na presente dissertação estas serem enunciadas como postulados, as

equações de Maxwell são o resultado de um longo percurso de demonstrações experimentais e analíticas. Estas podem ser escritas na forma diferencial ou integral sendo que a dedução das primeiras pelas segundas pode ser feita recorrendo ao teorema da divergência e de Stokes. Contudo, é a forma diferencial destas equações que se encontra na base do método dos elementos finitos (MEF), sendo estas [53]:

$$\nabla \cdot \vec{D} = \rho_q \quad (2.6a)$$

$$\nabla \cdot \vec{B} = 0 \quad (2.6b)$$

$$\nabla \times \vec{E} = -\frac{\partial \vec{B}}{\partial t} \quad (2.6c)$$

$$\nabla \times \vec{H} = \vec{J} + \frac{\partial \vec{D}}{\partial t} \quad (2.6d)$$

Por ordem, as equações referidas anteriormente correspondem à equação de Gauss para campos elétricos (2.6a) e magnéticos (2.6b), Lei de Faraday (2.6c) e por fim equação de Ampere-Maxwell (2.6d).

Na sua forma diferencial, as equações de Maxwell envolvem um conjunto de campos [54] vetoriais espacialmente e temporalmente dependentes:

- \vec{E} - Campo elétrico $[V/m]$.
- \vec{H} - Campo magnético $[A/m]$.
- \vec{D} - Campo de deslocamento elétrico $[As/m^2]$
- \vec{B} - Campo magnético induzido $[Vs/m^2]$

Sabe-se ainda que as fontes de campos eletromagnéticos são cargas e correntes elétricas. Ambas estão presentes nas equações de Maxwell na forma:

- ρ_q - Densidade de carga $[As/m^3]$
- \vec{J} - Densidade de corrente $[A/m^2]$

Através da manipulação algébrica das Equações 2.6a e 2.6d é possível deduzir a equação da continuidade para fenómenos eletromagnéticos:

$$\begin{aligned} \nabla \cdot (\nabla \times \vec{H}) &= \nabla \cdot \left(\vec{J} + \frac{\partial \vec{D}}{\partial t} \right) \\ \Leftrightarrow 0 &= \nabla \cdot \vec{J} + \frac{\partial}{\partial t} (\nabla \cdot \vec{D}) \\ \Leftrightarrow \nabla \cdot \vec{J} &= -\frac{\partial \rho_q}{\partial t} \end{aligned} \quad (2.7)$$

A propagação do campo eletromagnético depende das propriedades do meio. Este consoante a sua estrutura molecular pode ser classificado em homogéneo, anisotrópico, não linear e dispersivo [55]. A pele, como discutido nas Secções 2.3 e 2.1, é uma estrutura

constituída por camadas estruturalmente e eletricamente complexas. Assim, este tecido pode ser classificado como um material dispersivo não linear. No eletromagnetismo são as relações constitutivas que estabelecem a forma como as grandezas vetoriais apresentadas anteriormente se relacionam entre si, num determinado meio:

$$\vec{D} = \epsilon_0 \vec{E} + \vec{P} \quad (2.8a)$$

$$\vec{B} = \mu_0 (\vec{H} + \vec{M}) \quad (2.8b)$$

$$\vec{J} = \sigma \vec{E} \quad (2.8c)$$

Onde ϵ_0 é a constante dielétrica do vácuo, μ_0 a permeabilidade do vácuo, σ a condutividade elétrica do meio, \vec{P} o vetor de polarização elétrica e \vec{M} o vetor de magnetização.

Tanto as equações de Maxwell com as relações constitutivas e equação da continuidade são a base das simulações realizadas na Secção 4.4. Estas descrevem na totalidade os fenómenos eletromagnéticos, independentemente da sua complexidade. De seguida, irá ser explorado o MEF, um numérico para resolução de equações diferenciais parciais (EDP).

2.6 Método dos elementos finitos

A maioria dos fenómenos físicos encontrados nas mais diversas áreas da engenharia, como mecânica de fluidos, mecânica, ótica, termodinâmica, entre outros, podem ser descritos através de EDP e equações diferenciais ordinárias (EDO). As segundas correspondem a uma igualdade que contém uma variável independente, x , uma variável dependente, y , e algumas derivadas, y' , y'' , y^n . As primeiras são em tudo iguais às segundas com a diferença de serem constituídas por múltiplas variáveis independentes.

Em física, as variáveis dependentes e independentes das EDP e EDO têm um significado real. Por exemplo um sistema massa-mola pode ser descrito por uma EDO onde x , a variável dependente, representa o deslocamento horizontal e t , variável independente, o tempo. A Equação 2.9 é a equação governativa de um sistema massa mola:

$$\frac{\partial^2 x}{\partial t^2} + \omega_0 x = 0 : \omega_0 = \frac{k}{m} \quad (2.9)$$

A solução da Equação 2.9 pode ser facilmente encontrada recorrendo a métodos analíticos. Esta é dada pela expressão:

$$x(t) = A \cos(\omega_0 t + \phi) \quad (2.10)$$

No entanto, nem todas as equações diferenciais são facilmente solucionáveis através de métodos analíticos. Estes aplicam-se facilmente a problemas de configuração regular onde os meios são homogêneos e isotrópicos [56]. Para problemas onde a geometria apresenta um grau de complexidade elevado é usual recorrer-se a métodos numéricos, afim de resolver as suas equações governativas. Sabe-se que a atividade fisiológica da pele é assegurada pela sua complexidade estrutural, discutida na Secção 2.1. Esta corresponde a um meio heterogêneo e anisotrópico cujo cálculo do campo elétrico no seu interior só é possível com recurso a métodos numéricos. Destes destacam-se:

- Método dos elementos finitos;
- Método das diferenças finitas;
- Método dos volumes finitos;

Na presente dissertação o método numérico utilizado foi o MEF. Este pode ser aplicado à resolução de qualquer problema governado por EDP [57, 58], independentemente da ordem, da linearidade e do domínio da variável dependente da equação diferencial, $y \in R^n$. Outra das vantagens do MEF assenta na flexibilidade de construção da malha, tópico abordado secção seguinte (Secção 2.6.1). Posto isto, importa introduzir alguns conceitos relacionados com o MEF, fornecendo um caso genérico de um domínio bidimensional, $\Omega \in R^2$, representado na Figura 2.7. O domínio da figura foi discretizado com uma malha triangular irregular. Aos pontos de ligação entre cada elemento da malha atribui-se o nome de nós, sendo a Figura 2.7 constituída por quatro elementos, que sumarizam um total de seis nós.

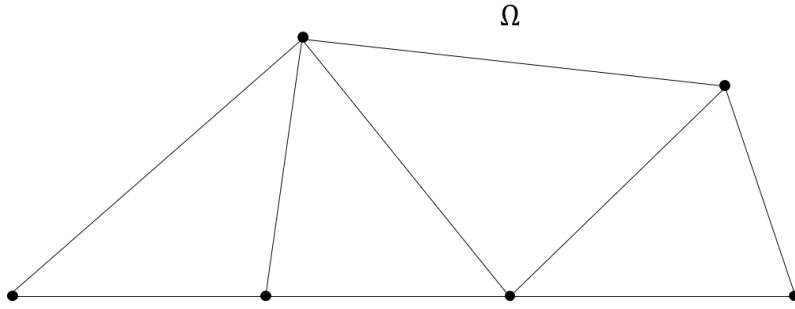


Figura 2.7: Esquema representativo da malha de um domínio abstrato (Ω). Esta possui quatro elementos triangulares irregulares e seis nós.

Importa agora discutir a física do problema. Este podia ser estudado, por exemplo, no domínio da estática, procurando-se encontrar a solução do no seu interior, $V(x, y)$. Para tal, é necessário conhecer a EDP que o descreve. Por norma, no domínio da eletrostática, é a equação de Poisson a equação subjacente ao problema, sendo dada pela seguinte expressão:

$$-\nabla \cdot (\epsilon_0 \nabla V - \vec{P}) = \rho_q \quad (2.11)$$

Esta resulta da combinação da lei de Gauss (Equação 2.6a) com a primeira relação constitutiva dos meios (Equação 2.8a) e ainda com $E = -\nabla V$. O MEF não permite achar a solução exata de $V(x, y)$ mas sim um solução aproximada dada por $\tilde{V}(x, y)$. Deste modo:

$$V(x, y) \simeq \tilde{V}(x, y)$$

Para calcular a solução $\tilde{V}(x, y)$ é necessário atribuir condições a alguns nós que se encontram na periferia do domínio. Estas intitulam-se de condições fronteira, podendo pertencer a dois tipos distintos:

- Condições de Dirichlet - O potencial do nó é igual a uma constante, por exemplo $V_e = 2.5V$, onde e representa o e -ésimo nó do sistema.
- Condições de Neuman - Também conhecidas por condições de segunda ordem, impõem aos nós restrições relacionadas com a sua derivada. Por exemplo, $\frac{\partial V}{\partial n} = 0$, o que significa que o campo elétrico é paralelo à fronteira.

Estas condições permitem diminuir a complexidade do problema, facilitando o cálculo do potencial elétrico em cada elemento do domínio e consequentemente da solução final.

2.6.1 Malha e refinamento

Uma boa análise baseada no MEF depende essencialmente de três fatores: uma boa compreensão da física subjacente ao problema, um modelo bem estruturado com a malha adequada e a atribuição correta das condições fronteira.

Como explicado anteriormente, a resolução de problemas com recurso ao método dos elementos finitos implica dividir o domínio, Ω , em vários subdomínios, ω_i , os elementos. Ao resultado final da partição da geometria dá-se o nome de malha. Sabe-se ainda que a solução das equações governativas do sistema é interpolada em cada elemento por um polinómio, de ordem variável, que depende do número de nós de cada elemento. Posto isto, o processo de *meshing* é fulcral na resolução de problemas que recorrem ao MEF, podendo este constituir-se como uma fonte de erros para a solução final.

No *software* utilizado, COMSOL® Multiphysics [10], num domínio tridimensional, os elementos da malha podem assumir quatro geometrias distintas: tetraedros, hexaedros regulares, pirâmides e prismas, ver Figura 2.8. Os primeiros encontram-se definidos por padrão no programa. Com elementos tetraédricos é possível dividir qualquer domínio independentemente da sua geometria. Os restantes usam-se apenas em casos muito específicos, por exemplo, as pirâmides são úteis na ligação tetraedros a hexaedros [55]. Quanto à sua dimensão, estes elementos podem assumir diversos tamanhos consoante a geometria em causa.

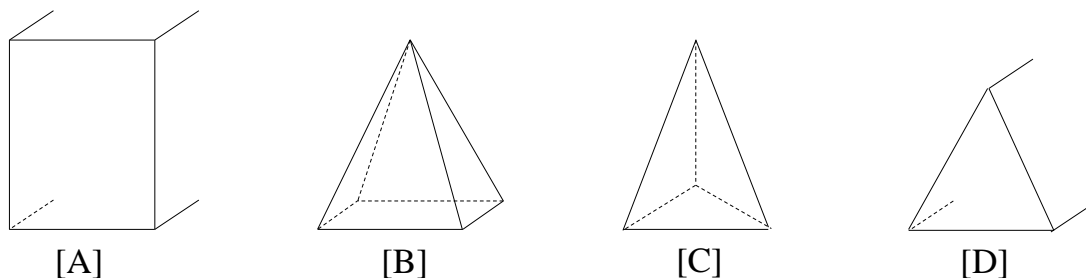


Figura 2.8: Quatro geometrias utilizadas na partição de domínios tridimensionais, para aplicação do MEF. [A] - Geometria hexaédrica regular; [B] - Geometria tetraédrica; [C] - Geometria piramidal; [D] - Geometria prismática triangular;

De forma a perceber se a malha está a afetar a solução do sistema, é usual realizar-se uma análise de convergência. Este procedimento, consiste na alteração dos elementos com a finalidade de analisar desvios na solução. Assim, para minimizar os erros induzidos pela malha, existem alguns procedimentos a adotar tais como, aumentar o número global de elementos do domínio, refinar a malha em regiões de interesse ou geometricamente complexas ou então aumentar o número de nós do elemento. No entanto, é necessário ter em conta que todos estes procedimentos são dispendiosos em termos computacionais.

2.7 Considerações finais

Com a finalidade de sintetizar as principais ideias deste capítulo enumeram-se os seguintes tópicos:

1. A pele é constituída por três camadas (epiderme, derme e tecido subcutâneo), anatomicamente e fisiologicamente muito distintas [16–18].
2. As úlceras de pressão (UP) enquadram-se em quatro classes distintas, segundo o EPUAP, consoante o seu grau de profundidade [28].
3. Os fenómenos de isquemia e hiperoxia reativa antecederem o desenvolvimento de UP. Estes dois mecanismos caracterizam-se por variações na humidade subepidérmica da pele (HSP) [49].
4. Existem dois tipos de transdutores para medir a HSP, os de impedância e os capacitivos.
5. A presente dissertação centra-se no desenvolvimento de elétrodos que se constituem transdutores capacitivos.
6. O método dos elementos finitos (MEF) é um método numérico que permite resolver as equações de Maxwell, independentemente da complexidade do meio. Este método permite achar a capacitância dos elétrodos capacitivos.

Prevenção e Diagnóstico de Úlceras de Pressão: Estado da Arte

No presente capítulo explora-se a tecnologia desenvolvida, até à data, para diagnóstico (Secção 3.1) e prevenção (Secção 3.2) de úlceras de pressão (UP). Os dispositivos de prevenção foram agrupados em duas classes: soluções estáticas e soluções dinâmicas, sendo ambas abordadas, respetivamente, nas Secções 3.2.1 e 3.2.2. Por fim, destacam-se alguns estudos onde o método dos elementos finitos (MEF) foi utilizado como ferramenta para a modelação de transdutores de humidade, seja esta subepidérmica ou não. Nessa mesma secção aborda-se também a aplicação do MEF ao desenvolvimento de modelos da pele, sob um ponto de vista eletromagnético (Secção 3.3).

3.1 Sistemas de diagnóstico de úlceras de pressão

Entende-se por sistema de diagnóstico (SD) qualquer dispositivo que, independentemente das suas características, tem como finalidade detetar o processo ulcerativo, não atuando sobre o mesmo. Apesar dos inúmeros SD desenvolvidos até ao momento, estes ainda não estão completamente integrados no seio da comunidade hospitalar, sendo a avaliação da condição do paciente efetuada visualmente pelos profissionais de saúde [59, 60]. De acordo com o seu princípio de funcionamento, os SD enquadram-se em duas categorias distintas:

- **Dispositivos baseados em fatores de risco (FR)** - Aqueles que, através dos FR, inferem a suscetibilidade que determinado paciente ocorre de desenvolver uma UP (Secção 3.1.1).
- **Dispositivos de análise direta da pele** - Nesta categoria inserem-se os sistemas que permitem avaliar o estado fisiológico da pele (Secção 3.1.2). Por norma, estes são dispositivos de imagem médica (ultrassons e ressonância magnética) ou de aquisição

de sinais eletrofisiológicos, como impedância ou capacitância da pele. Apesar de em minoria, os dispositivos de análise direta são os mais importantes para a presente dissertação, uma vez que a mesma se foca no desenvolvimento de um sistema capacitivo para prevenção e diagnóstico de UP.

3.1.1 Dispositivos baseados em fatores de risco

Como referido anteriormente, nesta categoria de SD estão inseridos os dispositivos cuja base de funcionamento está diretamente relacionada com os FR associados às UP. Na sua grande maioria estes sistemas correspondem a superfícies, como colchões, camas ou almofadas, munidos com sensores que permitem detetar zonas anatómicas sujeitas a pressão elevada. A exposição elevada e prolongada à pressão pode desencadear uma resposta inflamatória por parte dos tecidos que, se não for detetada precocemente, evolui para uma UP. Importa referir que, frequentemente, estes sistemas incluem mecanismos para prevenção do processo ulcerativo, através de respostas mecânicas. Tem-se como exemplo a patente submetida em 2011 por *Hann* [61]. Este desenvolveu um colchão de diagnóstico e prevenção de UP, através da monitorização de FR como pressão e humidade.

Visto que a pressão é o principal FR associado ao processo ulcerativo [59], os dispositivos focam-se sobretudo na monitorização deste fator. Desta forma, este tipo de soluções é constituída fundamentalmente por dois tipos de transdutores de pressão [62]:

- **Transdutores eletrónicos:** São constituídos por componentes com propriedades piezo-resistivas [63] ou piezocapacitivas [64]. Os primeiros correspondem a materiais cuja resistência se altera com a força que lhes é aplicada. Nos segundos são as alterações de capacitância que se relacionam com a pressão. Estas devem-se ao movimento das placas de um condensador.

Por norma, os transdutores eletrónicos são colocados em forma de matriz por baixo do colchão do paciente [65], sendo a medição da resistência ou capacitância efetuada por um dispositivo analógico. Tem-se como exemplo o protótipo desenvolvido por *Yousefi et al.* [66], um colchão mapeado por sensores piezocapacitivos e resistivos, que visa detetar variações na postura de decúbito do utilizador, localizando zonas de maior pressão. Os algoritmos deste sistema obtiveram uma precisão de 97.7% na classificação postural. A principal desvantagem dos transdutores eletrónicos é a sua elevada sensibilidade.

- **Interfaces pneumáticas:** Apesar das diferentes abordagens, todas as tecnologias deste tipo são constituídas por várias células de ar que permitem quantificar a pressão que lhes está a ser aplicada [67]. Como exemplo deste tipo de dispositivos, tem-se o protótipo desenvolvido por *Lucena* [68], uma cadeira capaz de mapear a pressão através de interfaces pneumáticas. No que se refere às principais desvantagens deste tipo de soluções, estas centram-se num aspeto: resolução espacial reduzida [62].

Por fim, importa salientar que para além dos transdutores de pressão referidos anteriormente, outras técnicas têm sido desenvolvidas para deteção postural. Tem-se como exemplo a patente submetida no ano de 2017, por *Shen* [69]. Esta protege um dispositivo, constituído por um acelerómetro, giroscópio e magnetómetro, que fornece informações aos prestadores de cuidados de saúde relacionadas com o estado de imobilidade do paciente.

Apesar dos dispositivos aqui referenciados representarem um passo importante no diagnóstico de UP, as suas desvantagens são visíveis:

- A pressão é o principal FR associado ao desenvolvimento de UP, mas não é o único [70] (Secção 2.2.3).
- Nem sempre é possível estabelecer uma relação entre os FR e o aparecimento de UP.

Posto isto, com o objetivo de colmatar estas falhas, surgem os dispositivos de análise da pele capazes de avaliar de forma direta o estado fisiológico da mesma.

3.1.2 Dispositivos de análise fisiológica da pele

São vários os dispositivos médicos que permitem analisar o estado fisiológico da pele, seja através de imagem médica ou de sinal eletrofisiológico. Os segundos são os mais relevantes para presente dissertação, visto que esta representa o primeiro passo no desenvolvimento de um dispositivo, de prevenção e diagnóstico de UP, baseado em sensores capacitivos. Estes têm como finalidade medir a humidade subepidérmica da pele (HSP). Posto isto, na Tabela 3.1 resumem-se os principais dispositivos, atualmente comercializáveis, que permitem avaliar a HSP, quer seja através de transdutores de impedância ou capacitivos.

Tabela 3.1: Comparação de dispositivos de análise do estado fisiológico da pele, através de transdutores capacitivos e de impedância.

Tipo	Nome	Descrição
TC	SEM Scanner® [71]	Este dispositivo é portátil e foi desenhado com único objetivo de detetar UP, através do seu elétrodo otimizado geometricamente para esse propósito. Este consegue antecipar a formação de UP com três a dez dias de antecedência [8, 72]. Num estudo realizado em 2019 por <i>A. Gefen</i> , o SEM Scanner®, quando comparado com ultrassons, detetou a formação de UP com maior antecedência [73]. Para além disso, a fiabilidade deste dispositivo reúne consenso entre os profissionais de saúde [43, 74].

TC	Corneometer® [75]	Este dispositivo é o mais antigo na gama da tecnologia capacitiva, sendo comercializado há mais de 30 anos. À semelhança do Moisture Meter®, o Corneometer® foi desenvolvido para detetar alterações na humidade do estrato córneo (EC). Posto isto, para UP que se desenvolvam em profundidade, junto ao tecido adiposo por exemplo, estes dispositivos poderão apresentar resultados desfavoráveis, quando comparados com SEM Scanner®. Estes, ao contrário do último, não foram desenvolvidos especificamente para detetar UP.
TC	Moisture Meter® [76]	Este dispositivo é mais recente que o Corneometer®. Num estudo realizado por <i>J. Monkkonen</i> , os resultados do Moisture Meter® são semelhantes aos do Corneometer®, versão CM820, com um índice de correlação ($R=0,75$). No entanto, o alcance deste dispositivo é cerca de três vezes superior ao Corneometer®.
TI	Nova DPM® [77]	Este dispositivo é usado frequentemente para fins cosméticos. Na segunda parte de um estudo realizado por <i>J. Fluhr</i> [78], onde se comparou o este dispositivo com dois modelos do Corneometer® e com o Dermalab®, os segundos apresentaram menor desvio padrão nos resultados. O teste consistia na utilização destes dispositivos em estratos com a mesma percentagem relativa de água.
TC	Dermalab® [79]	Na primeira parte do estudo de <i>J. Fluhr</i> [80], onde se avaliou a profundidade de penetração do campo elétrico para os dispositivos referidos anteriormente, o Dermalab® registou uma profundidade de penetração de aproximadamente $15\mu m$. Este valor é bastante reduzido quando comparado com o SEM Scanner® que regista alcances na ordem dos dois milímetros. Contudo, importa referir que o dispositivo referido neste estudo não corresponde às versões atualmente desenvolvidas pela marca.

TC, transdutor capacitivo; TI, transdutor de impedância; UP, úlcera de pressão.

No que se refere aos métodos de diagnóstico baseados em imagem médica, são os ultrassons a técnica mais usada para deteção de UP. Estes viabilizam a aquisição de

imagens da pele em toda a sua profundidade, podendo até alcançar o osso caso a frequência utilizada assim o permita. Por esse motivo, os ultrassons revelam-se como uma técnica preciosa para o diagnóstico de UP [81]. Um exemplo deste tipo de dispositivos é o Episcan I-200 da Longport Inc® [82]. Este possui um alcance em profundidade compreendido entre os dois e três centímetros da pele, para uma frequência de 50 MHz, com uma resolução espacial de $40\mu m$. Estas características permitem uma observação completa da epiderme, derme e tecido subcutâneo (TS).

Apesar das inúmeras vantagens dos ultrassons para o fim aqui abordado, estes também possuem algumas desvantagens: A portabilidade destes dispositivos está a aumentar, sendo cada vez mais fácil realizar este tipo de exames [83]. No entanto, a análise dos resultados obriga a presença de profissional de saúde, com o conhecimento necessário à interpretação das imagens. Para além disso, e não obstante do preço elevado dos dispositivos ultrassons, em estudos realizados por *Gefen e Harrow* [73, 84], estes dispositivos não evidenciaram melhores resultados que os de análise eletrofisiológica, na deteção de UP.

3.2 Sistemas de prevenção de úlceras de pressão

Os principais FR associados ao desenvolvimento de UP são a pressão excessiva [85] e as forças de tração aplicadas a determinada região corporal. Por esta razão, as diversas tecnologias desenvolvidas para a prevenção deste problema procuram atuar sobre estas causas. As soluções podem ser classificadas como dinâmicas ou estáticas [86]. As primeiras são baseadas em sistemas pneumáticos que movem o paciente periodicamente. As segundas, tecnologicamente mais rudimentares, correspondem a superfícies de contacto que reduzem a pressão local através da sua ergonomia e constituição. Frequentemente, as unidades hospitalares preferem as segundas às primeiras, devido ao seu custo reduzido [87].

3.2.1 Soluções estáticas

As soluções estáticas, ou de baixa pressão, moldando-se ao corpo do paciente redistribuem a força que lhe é aplicada por uma área maior [88]. Quanto ao formato, estes sistemas podem apresentar-se sob a forma de colchões, colchonetes e almofadas. No que se refere ao material, as soluções podem ser preenchidas por esponja elástica (poliuretano) ou viscoelástica, fluidos, gel, fibras e pele animal [89]. Desta forma, considerando o seu desempenho tem-se:

- **Sistemas de Poliuretano:** Consoante o modo de produção, este material pode apresentar massas volúmicas variáveis. No entanto não há qualquer evidência que densidades superiores favoreçam a prevenção deste problema. Este tipo material é caracterizado pela sua recuperação elástica.
- **Sistemas Visco-elásticos:** São também constituídos por poliuretano, diferindo dos anteriores pelo tipo de recuperação. Estes quando são comprimidos retornam ao seu

estado de equilíbrio lentamente. Vários estudos provam a vantagem de utilizar este tipo de colchões [90].

- **Sistemas de fluidos estáticos:** Maioritariamente assumem a forma de colchonetes que se acoplam a outro tipo de colchões. Um estudo em particular evidencia que este tipo de montagem reduz a probabilidade de desenvolvimento de UP em cerca de 12% [88]. Para além deste estudo, muitos outros provam as vantagens deste tipo de colchões [90–92]. Neste tipo de superfícies inserem-se todas aquelas que são preenchidas por fluidos.
- **Sistemas de pele animal:** Particularmente, colchões preenchidos por pele de ovelha, num estudo composto por 297 pacientes, revelam-se como uma importante ferramenta na prevenção e retardamento de UP [87]. Neste estudo, 30.3% dos idosos colocados em colchões padrão desenvolveu úlceras de pressão. Em menor número, apenas 9% dos pacientes que utilizaram sistemas de pele de ovelha sofreram este problema.

Vários estudos foram realizados com a finalidade de avaliar o impacto destas soluções na prevenção de UP. Em particular, um artigo conduzido por *E. Mcinnes* [89] evidencia a eficácia dos sistemas de baixa pressão relativamente aos colchões padrão dos hospitais (massa 12 kg, espessura 14 cm, densidade 35 kg/m³).

3.2.2 Soluções dinâmicas

Como já referido anteriormente, tanto as soluções estáticas como as dinâmicas partilham o mesmo objetivo: diminuir a pressão nas áreas suscetíveis à formação de UP. Segundo o EPUAP, os pacientes acamados devem alterar a sua posição a cada duas horas [28], sendo esta tarefa das responsabilidades dos profissionais de saúde. Posto isto, as soluções dinâmicas procuram auxiliar os prestadores de cuidados de saúde nesta tarefa, através dos seus sistemas mecânicos que de forma autónoma ou manual reposicionam o paciente. Estas correspondem, frequentemente, a camas elétricas ou colchões equipados com células de ar que insuflam e desinsuflam de forma alternada.

No que se refere às camas elétricas, estas acumulam quase 100 anos de desenvolvimento. Contudo, é na última década, com a evolução da internet das coisas e dos dispositivos inteligentes, que mais se destaca o trabalho realizado nesta área. Atualmente, as camas possuem tecnologia que viabiliza a monitorização constante do paciente, desde a sua temperatura, humidade, posição, entre outros, até sistemas de reposicionamento ou de auxílio ao levantamento do doente [93].

Para além das camas, desenvolveram-se também alguns colchões para reposicionamento do sujeito. Tem-se como exemplo o protótipo de *Sawattikanon* [94], um colchão que altera a posição do paciente a cada duas horas. No entanto, outras tecnologias dinâmicas, muito para além das camas e colchões, também estão a evoluir. Destaca-se, por exemplo, as *Standing Wheelchairs* [27]. Estas são cadeiras de rodas que, contrariamente às tradicionais

onde o paciente permanece sentado, mantêm o utilizador numa posição vertical, aliviando a pressão em zonas anatómicas de risco elevado, como é o caso das sacroilíacas.

No que se refere às vantagens e desvantagens das soluções dinâmicas, estas provam ser as mais eficientes na prevenção e tratamento de úlceras do tipo III e IV [95]. Contudo, o seu preço é excessivo, à semelhança do consumo energético e manutenção [96]. Um estudo estima que um colchão de células de ar alternado pode ascender a valores na ordem dos €27,000 [97], o que torna estes sistemas economicamente inviáveis para os hospitais.

3.3 Método dos elementos finitos e humidade subepidérmica

Como explicado no capítulo anterior, o MEF é um método numérico para resolução de equações diferenciais parciais (EDP), geralmente governativas de sistemas físicos. Quando comparado com outros métodos numéricos, o MEF é o mais usado entre a comunidade científica, trazendo diversas vantagens comparativamente aos restantes (Secção 2.6). As primeiras aplicações deste método surgiram logo no início da década de 70, na indústria aeronáutica e automóvel. No entanto, várias dúvidas relacionadas com o potencial do MEF foram surgindo, devido às limitações computacionais da época. Com o passar do tempo, os métodos numéricos, em especial o MEF, foram evoluindo em paralelo com algoritmos de criação de malhas. No final do século XX, com o aumento do poder computacional, o MEF tornou-se num método largamente utilizado nas mais diversas áreas da física, incluindo o eletromagnetismo.

A aplicação do MEF ao desenvolvimento de soluções para diagnóstico ou prevenção de UP é um tema bastante abrangente. A presente dissertação concentra-se no estudo da propagação do campo elétrico nas camadas da pele, com o objetivo de traduzir a HSP em capacitância, dando, desta forma, o primeiro passo no desenvolvimento de uma solução de prevenção e monitorização de UP. Consequentemente, o cálculo da capacitância da pele exige tanto a criação de um modelo para a mesma, como para os elétrodos colocados sobre o estrato córneo (EC). Ao melhor conhecimento do autor, são vários os trabalhos desenvolvidos nesta área, no entanto sem aplicação direta no problema de UP. Na Tabela 3.2 sumariza-se alguns estudos científicos onde o MEF foi utilizado para modelar a pele, elétrodos, ou ambos. Estes estudos são o ponto de partida para o trabalho desenvolvido na presente dissertação.

CAPÍTULO 3. PREVENÇÃO E DIAGNÓSTICO DE ÚLCERAS DE PRESSÃO: ESTADO DA ARTE

Tabela 3.2: Estudos científicos onde o método dos elementos finitos foi utilizado no desenvolvimento de modelos para a pele e para elétrodos interdigitais, coaxiais, entre outros.

Autor	Resumo	Conclusões
<i>R. Dean</i> [98]	O estudo recorre a simulação em MEF com o objetivo de desenvolver elétrodos interdigitais, de geometria regular, em PCI, para quantificação da humidade do solo. Apesar da temática desenhada com presente dissertação, as EDP governativas do sistema são idênticas às utilizadas nas simulações aqui realizadas (Secção 2.5).	O sensor revelou bons resultados.
<i>M. A. Youkus</i> [99]	O estudo dá início ao desenvolvimento de um sensor de HSP, para integração em têxteis. A simulação foi feita em regime CA, com uma frequência de 10 Hz. Para além disso, utilizaram-se elétrodos interdigitais, de geometria irregular. O principal objetivo do estudo é perceber se o uso de sensores capacitivos em vestuário pode ser útil na quantificação da transpiração do utilizador.	Os resultados da simulação demonstram que a envolvimento de um têxtil em torno dos elétrodos, altera ligeiramente a capacitância do sensor. No entanto, este fator não condiciona os bons resultados do mesmo.

<i>F. Wang</i> [8]	Esta dissertação deu origem ao SD SEM Scanner® (Secção 3.1.2). Nesta, o MEF foi utilizado para verificar de que forma varia a profundidade de penetração do campo elétrico na pele com a separação entre terminais dos elétrodos. O modelo representativo do tecido foi o de E. Alanen [100], desenvolvido no século XX.	Calculou-se a profundidade de penetração do campo para dois elétrodos distintos (separação entre o terminal positivo e negativo variável). Em ambos, a profundidade foi semelhante, cerca de $2.54mm$. No entanto, na situação onde a proximidade entre terminais é maior, a densidade de campo elétrico é menor.
<i>S. Huclova</i> [26]	Neste estudo desenvolveu-se um modelo para a pele, onde a estratificação da mesma é feita pelas composições relativas de água de cada camada. A pele foi então dividida em três camadas, o estrato córneo, epiderme-derme, e tecido subcutâneo. Testaram-se três geometrias distintas de elétrodos, de geometria coaxial, interdigital e oval, com o objetivo de realizar testes de especificidade e sensibilidade ao modelo, fazendo variar a espessura e a constante dielétrica efetiva, ϵ^* de cada uma das camadas referidas anteriormente.	As variações provocadas podem traduzir alterações até 10% na constante dielétrica total do sistema.

MEF, método dos elementos finitos; PCI, placa de circuito impresso; EDP, equação diferencial parcial; HSP, humidade subepidérmica da pele; CA, corrente alternada; SD, sistema de diagnóstico.

3.4 Considerações finais

Na Figura 3.1, resumam-se todas as considerações apresentadas no presente capítulo. Concluindo, os dispositivos desenvolvidos podem ser de diagnóstico ou de prevenção de úlceras de pressão (UP). Os primeiros podem recorrer ou não às propriedades elétricas dos tecidos. Os segundos podem ser estáticos, ou dinâmicos, baseados em sistemas que de

forma ativa movimentam o paciente.

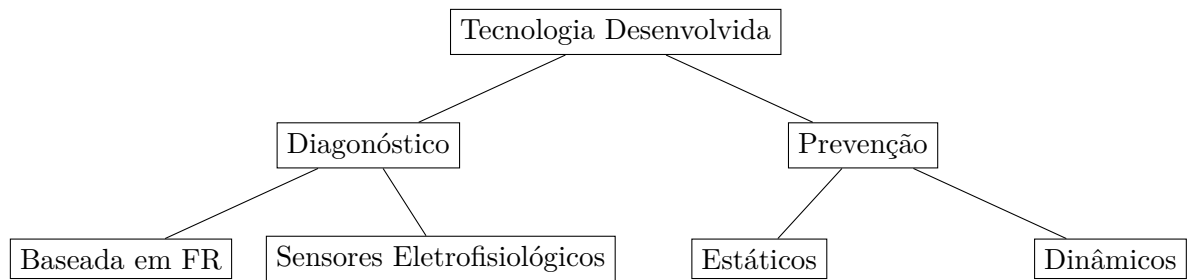


Figura 3.1: Diagrama em árvore que sumariza as categorias de dispositivos, já comercializados ou ainda em fase de desenvolvimento, cujo a sua finalidade é prevenir ou diagnosticar o processo ulcerativo. Este diagrama sintetiza o estado da arte da presente dissertação. FR, fatores de risco.

O método dos elementos finitos (MEF) aplicou-se ao desenvolvimento de modelos de espectroscopia dielétrica da pele e ainda de elétrodos para medição de humidade. No entanto, ao melhor conhecimento do autor, este não foi utilizado na modelação de sensores capacitivos para quantificação da humidade subepidérmica da pele (HSP). Abre-se desta forma a janela de oportunidade para o desenvolvimento da presente dissertação.

Materiais e Métodos

Neste capítulo os materiais e métodos são descritos e justificados. Na primeira secção (Secção 4.1) explica-se, de um modo geral, a metodologia utilizada na realização de qualquer simulação eletromagnética, baseada no método dos elementos finitos (MEF). De seguida, particulariza-se a metodologia para o desenvolvimento de um condensador de placas paralelas (Secção 4.2) e para o cálculo da capacitância da pele (Secção 4.3) com diferentes geometrias de elétrodos capacitivos. Por fim, explora-se a componente de instrumentação da dissertação. Nesta enquadra-se os elétrodos e a placa experimental projetada para aquisição da capacitância da pele (Secção 4.5.1). Aborda-se ainda o programa desenvolvido para a mesma (Secção 4.5.2), cujo o principal objetivo é visualizar em tempo real os dados adquiridos pela placa.

4.1 Simulações eletromagnéticas

São inúmeros os programas existentes no mercado para simulação numérica, sendo o MEF aquele que está na base da grande maioria dos *softwares*. Este foi um dos fatores que influenciou a escolha do MEF para as simulações aqui descritas. Importa referir que na Secção 2.6 aborda-se a formulação eletromagnética deste método e esclarece-se a preferência do mesmo relativamente aos restantes.

Apesar da diversidade de programas existentes, usou-se o COMSOL® Multiphysics [10]. Este constitui uma poderosa ferramenta para resolução de sistemas acoplados de equações diferenciais parciais (EDP) em domínios de geometria complexa, através de malhas não estruturadas. Estes domínios podem ser representações bidimensionais ou tridimensionais. Para o trabalho realizado utilizou-se o módulo *AC/DC* [55] do programa que permite realizar simulações em regimes estáticos e de baixas frequências.

No que se refere às simulações, independentemente da física que governa o problema e

da geometria do modelo, todas elas seguem o mesmo procedimento, sendo este:

1. Desenho da geometria, podendo esta ser bidimensional ou tridimensional.
2. Escolha da física ou físicas subjacentes ao problema.
3. Tipo de análise (dependente ou independente do tempo).
4. Atribuição de condições fronteira.
5. Aplicação da malha à geometria.
6. Pós-processamento dos resultados.

Desta forma, nas seguintes secções aborda-se a aplicação desta metodologia no desenvolvimento de duas simulações em particular: cálculo da capacitância de um condensador de placas paralelas e de um modelo complexo da pele. Importa referir que a primeira simulação sustenta e valida a segunda, como discutido adiante.

4.2 Condensador de placas paralelas

Para compreender e analisar um modelo complexo da pele, simulou-se e calculou-se a capacitância de um condensador de placas paralelas (Figura 4.1). Ainda que com tipos de análise e geometrias distintas, ambos os modelos partilham o mesmo princípio de funcionamento e condições fronteira. Desta forma, o regime de simulação do condensador é em corrente contínua (CC) enquanto o da pele em corrente alternada (CA), com uma frequência de $32kHz$.

4.2.1 Geometria e propriedades do modelo

A Figura 4.1 representa a estrutura tridimensional, em perspetiva isométrica, desenvolvida para o modelo do condensador. Para uma cotagem e compreensão mais detalhada da geometria, encontra-se, na Figura I.1 do anexo I, o desenho técnico da mesma. Na Figura 4.1 as letras [A] e [C] correspondem, respetivamente, ao terminal positivo, V_+ , e negativo, V_- , do condensador. Ambos são constituídos por cobre que, sendo um condutor, pode ser descrito pela sua condutividade, $\sigma_{cobre} = 5.998 \times 10^7 Sm^{-1}$. Entre os dois terminais, representado pela letra [B] situa-se o material dielétrico que nesta simulação em particular corresponde ao nylon, caracterizado por uma constante dielétrica relativa, $\epsilon_{r\ nylon} = 4$. Por fim, tem-se o meio envolvente ao condensador, limitado pela fronteira esférica, letra [D]. Este é constituído por ar, uma mistura gasosa, que eletricamente pode ser definida pela constante dielétrica relativa $\epsilon_{r\ ar} \approx 1$.

No que se refere à cotagem da geometria, o condensador corresponde a um paralelepípedo de altura, $h_{condensador} = 10\ mm$, largura e profundidade, $w = d = 20\ mm$. As alturas dos terminais e do dielétrico são, respetivamente, $h_{V_-} = h_{V_+} = 3\ mm$ e $h_{dielétrico} = 4\ mm$.

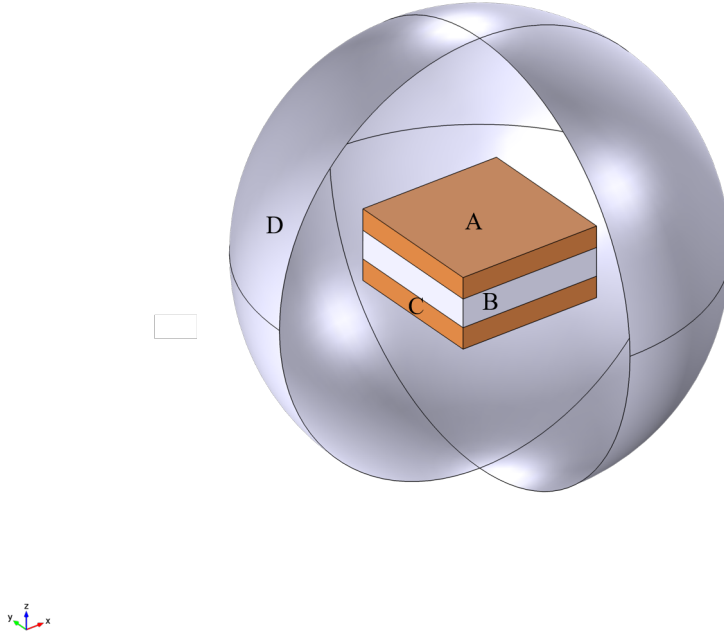


Figura 4.1: Perspetiva isométrica do modelo tridimensional do condensador. [A] - Terminal positivo, V_+ . [B] - Nylon, material dielétrico entre as placas do condensador. [C] - Terminal negativo, V_- . [D] - Ar, meio envolvente ao condensador.

O ambiente envolvente ao condensador, limitado pela superfície esférica [C] tem um raio, $r = 30 \text{ mm}$.

4.2.1.1 Interface e domínio da simulação

Para o cálculo da capacitância do condensador, realizou-se o estudo em domínio estacionário com a interface eletrostática. Esta permite calcular o campo elétrico (\vec{E}), deslocamento elétrico (\vec{D}) e a distribuição de potencial elétrico (V) em dielétricos.

É a atribuição da interface e do domínio da simulação que estabelecem as equações diferenciais parciais (EDP) governativas do sistema (explicado em detalhe na Secção 2.6). Posto isto, a interface eletrostática baseia-se na primeira equação de Maxwell, dada pela expressão:

$$\nabla \cdot \vec{D} = \rho_q \quad (2.6a)$$

Considerando que o dielétrico não é dispersivo, tem-se que a relação constitutiva entre o campo de deslocamento elétrico, \vec{D} , e o campo elétrico, \vec{E} é dada pela seguinte expressão:

$$\vec{D} = \epsilon_0 \epsilon_r \vec{E} \quad (4.1)$$

Sabendo que:

$$\vec{E} = -\nabla V \quad (4.2)$$

Obtém-se a EDP governativa do sistema. Esta é uma equação de *Poisson* dada pela expressão:

$$\nabla^2 V = -\frac{\rho q}{\epsilon_0 \epsilon_r} \quad (4.3)$$

4.2.2 Convergência do modelo

Devido à simplicidade do problema, não se prevê que a grossura da malha tenha um forte impacto no cálculo da capacitância do condensador. Ainda assim, realizou-se uma análise de convergência para o modelo cujos resultados se encontram na Secção 5.1, da discussão de resultados.

4.3 Cálculo da capacitância da pele

Como explorado na Secção 2.2.1, referente à fisiopatologia das úlceras de pressão (UP), o processo ulcerativo resulta de oscilações no fluxo de sangue da pele (hiperóxia reativa e isquemia), mais especificamente na derme (estrato responsável por suportar nutricionalmente a epiderme). Estas oscilações traduzem-se em variações na constante dielétrica desta camada e consequentemente na capacitância da pele que pode ser medida através de elétrodos capacitivos. Na presente secção abordam-se alguns pontos importantes no desenvolvimento deste tipo de sensores, com recurso a técnicas de simulação MEF. A secção anterior, referente à metodologia adotada no desenvolvimento do condensador de placas paralela, encontra-se na base destas simulações. Apesar da validação analítica demonstrada para o modelo do condensador (Secção 5.1), o mesmo não é possível para as simulações da pele devido ao aumento da complexidade estrutural do dielétrico.

Para determinar a capacitância deste tecido, através do MEF, desenvolveu-se um modelo que contém três componentes distintas:

1. **Pele** - Deve traduzir a complexidade biológica do tecido, não propriamente em termos de processos fisiológicos mas sim de propriedades elétricas (Secção 4.3.1).
2. **Eléttodos** - Devem assumir a geometria adequada. Esta influência a propagação do campo elétrico no interior das camadas da pele e consequentemente o desempenho dos mesmos na deteção de variações da constante dielétrica relativa das camadas da mesma. O eléttodo adequado será aquele proporcionar uma maior densidade de campo elétrico na região onde se inicia o processo ulcerativo, normalmente na segunda camada do modelo (Secção 4.3.2).
3. **Meio envolvente** - Na presente simulação este corresponde ao ar (Secção 4.3.3).

Cada uma destas componentes encontra-se esquematizada na Figura 4.2, sendo abordadas em detalhe nas seguintes secções deste capítulo. Todas elas desempenham um papel fundamental no desenvolvimento de sensores capacitivos capazes de detetar variações na humidade subepidérmica da pele (HSP), um fator indicativo do processo ulcerativo.

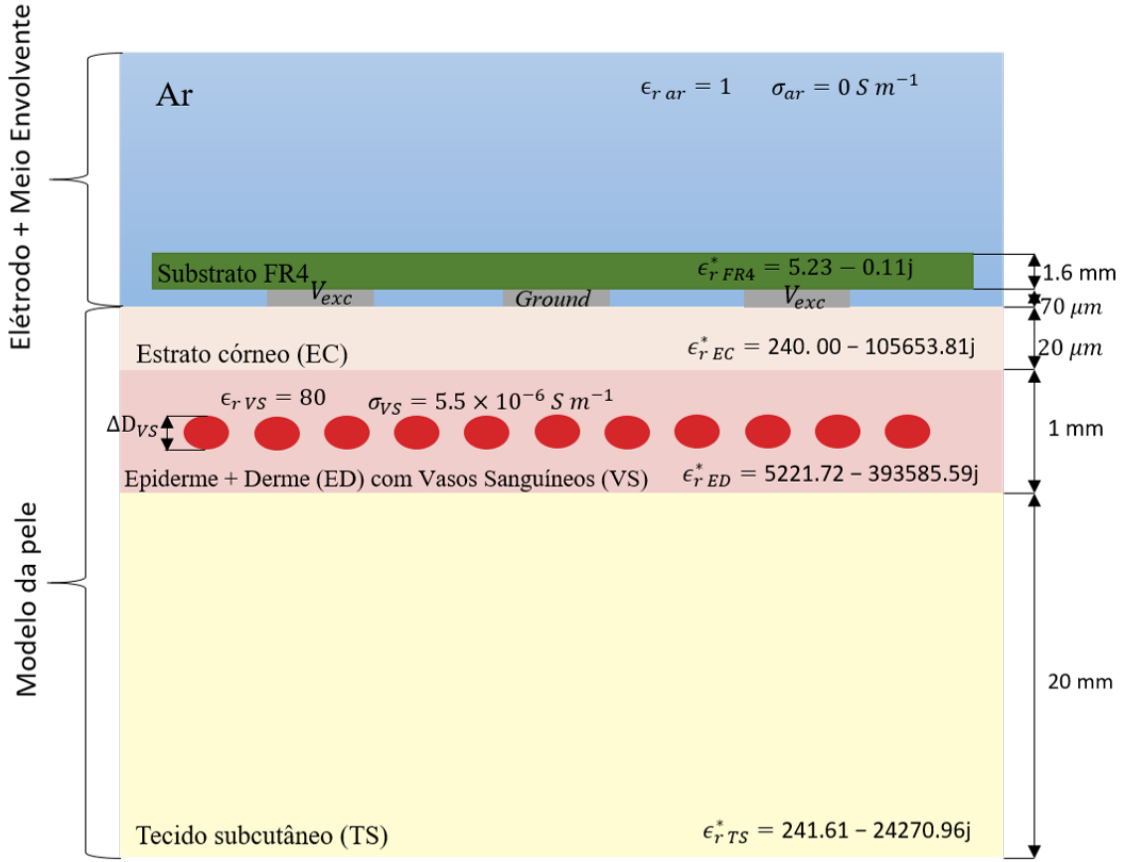


Figura 4.2: Representação simplificada do modelo utilizado na realização das simulações. Nesta encontra-se as componentes referentes ao eléttrodo, pele e meio envolvente, com as respetivas parametrizações elétricas.

4.3.1 Modelo da pele

Na base do modelo da pele, encontram-se os trabalhos desenvolvidos por *Huclova* [101], em 2011, e *Alanen* [100], em 1999. Nestes, este tecido representa-se por uma estrutura estratificada horizontalmente constituída por três camadas, em que o que as caracteriza é a quantidade de água relativa, exploradas na introdução teórica da presente dissertação (Secção 2.1). Desta forma, a primeira camada corresponde ao estrato córneo (EC), com cerca de 20% (V/V) de água. Os restantes estratos da epiderme (estrato granuloso, espinhoso e basal) em conjunto com a derme formam a segunda camada (ED), com uma quantidade relativa de água na ordem dos 70% (V/V). A última camada corresponde ao tecido subcutâneo (TS), com uma percentagem de água relativa igual ao EC. Importa referir que para além das três camadas definidas considerou-se ainda uma terceira, representada por um vetor de vasos sanguíneos dispostos horizontalmente situados no interior da ED. Estes encontram-se na base dos testes de sensibilidade aplicados aos eléttrodos, como explicado adiante (Secção 4.4.1). Serve de sumário às considerações apresentadas o esquema da Figura 4.2.

4.3.1.1 Parametrização dielétrica

Agora que a geometria foi analisada, importa olhar para a parametrização dielétrica atribuída a cada camada. A pele corresponde a um meio dispersivo, tal como foi explorado na Secção 2.3, sendo cada camada definida por uma constante dielétrica relativa complexa (CDRC) que depende da frequência angular do campo elétrico ω_{exc} . Esta pode ser interpolada pelo modelo teórico de *Cole-Cole* dado pela expressão:

$$\epsilon_{r,n}^*(\omega) = \epsilon'_{\infty,n} + \sum_{i=1}^N \frac{\Delta\epsilon'_{i,n}}{1 + (j\omega\tau_{i,n})^{1-\alpha_{i,n}}} - \frac{\sigma_{DC,n}}{j\omega\epsilon_0} \quad (4.4)$$

Onde ϵ'_{∞} representa o limite ótico da constante dielétrica, isto é:

$$\epsilon'_{\infty} = Re \left\{ \lim_{\omega \rightarrow \infty} \epsilon_{r,n}^*(\omega) \right\} \quad (4.5)$$

$\sigma_{DC,n}$ a condutividade do estrato em regime DC, $\Delta\epsilon'_{i,n}$ incrementos de ordem i na constante dielétrica, $\tau_{i,n}$ o tempo de relaxação de ordem i e por fim, $\alpha_{i,n}$ um real compreendido entre zero e um, que permite diversificar a forma do espectro dielétrico. A parametrização do modelo é dada pela Tabela 4.1. Posto isto, para calcular a CDRC de cada uma das camadas do modelo, desenvolveu-se um *script* em *Python V3.7*. Este permite retirar a parte real e imaginária da constante dielétrica com base nos parâmetros da Tabela 4.1 e na equação de *Cole-Cole*.

Tabela 4.1: Parâmetros utilizados no modelo de *Cole-cole* para cada um dos estratos da pele. Os valores foram retirados do estudo de *Huclova* [101].

	EC	ED	TS
ϵ'_{∞}	4.4093	4	2.5
$\sigma_{DC}(S \cdot m^{-1})$	0.188	0.7	0.035
$\Delta\epsilon'_1$	40.6	56	9
$\tau_1(ps)$	35	8.38	79.6
α_1	0	0.1	0.2
$\Delta\epsilon'_2$	195	5200	35
$\tau_2(ns)$	2.58	132.6	15.92
α_2	0	0.1	0.1
$\Delta\epsilon'_3$	-	-	33×10^3
$\tau_3(\mu s)$	-	-	159
α_3	-	-	0.05
$\Delta\epsilon'_4$	-	-	10^7

$\tau_4(ms)$	-	-	15.9
α_4	-	-	0.01

EC, estrato córneo; ED, epiderme-derme; TS, tecido subcutâneo.

Assim as CDRC calculadas para cada uma das camadas encontram-se enunciadas na Figura 4.2, respetivamente pelas letras ϵ_{rEC}^* , ϵ_{rED}^* e ϵ_{rTS}^* . Quanto aos vasos sanguíneos, estes possuem um diâmetro variável, ΔD_{VS} , e são constituídos por água, parametrizada com uma constante dielétrica relativa $\epsilon_{rVS} = 80$ e $\sigma_{VS} = 5.5 \times 10^{-6} S \cdot m^{-1}$.

4.3.2 Modelo dos elétrodos

Para realizar as simulações é necessário acrescentar, ao modelo da pele, um modelo para os elétrodos. O primeiro foi abordado na secção anterior (Secção 4.2), enquanto o segundo explora-se na presente secção.

A junção de dois condutores, de geometria variada, carregados com cargas opostas, Q_- e Q_+ , forma um eletrodo que é útil para medir capacitância. Este armazenamento de carga deve-se tanto à presença de materiais dielétricos entre os seus terminais como à aplicação de um potencial de excitação, $V_{exc}(t) = Ae^{\omega_{exc}tj}$, ao terminal positivo do sensor. Para esta situação em específico o material dielétrico é constituído pelo substrato FR4 (Secção 4.3.3), a pele (Secção 4.3.1) e o meio envolvente, o ar. Quanto ao potencial de excitação, $A = 2.5V$ e $f_{exc} = 32KHz$ o que resulta na expressão $V_{exc}(t) = 2.5e^{32 \times 10^3 \cdot 2\pi \cdot tj}$. Finalmente, importa referir que se utilizaram elétrodos de duas geometrias distintas para realizar as simulações: coaxiais (Secção 4.3.2.1) e interdigitais (Secção 4.3.2.2).

4.3.2.1 Elétrodo coaxial

Um eletrodo coaxial é simétrico e pode ser descrito como um volume cilíndrico concêntrico com um anelar. Ao segundo aplica-se o potencial de excitação, V_{exc} , enquanto o primeiro corresponde à referência, ou *ground*. Para uma melhor compreensão da geometria coaxial, sugere-se a observação da Figura I.2, em anexo. Esta representa o desenho técnico da estrutura tridimensional usada nas simulações com um eletrodo coaxial aleatório.

De forma a identificar cada um dos elétrodos coaxiais utilizados nas simulações, criaram-se grandezas que os descrevem. Estas podem ser enquadradas em duas classes distintas. As retiradas diretamente e indiretamente da geometria. Importa então analisar a Figura 4.3, na qual se encontra uma ilustração de um eletrodo coaxial, com os respetivos parâmetros diretos que o descrevem. Assim, estes são a espessura do terminal positivo (E_t), terminal negativo ou *ground* (E_g) e distância entre terminais (D_{et}). A acrescentar aos parâmetros diretos tem-se os parâmetros indiretos que são o raio do terminal positivo (r_t), dado pela equação 4.6, e a área de contacto com o EC (A_c), equação 4.7. Posto isto, considerou-se

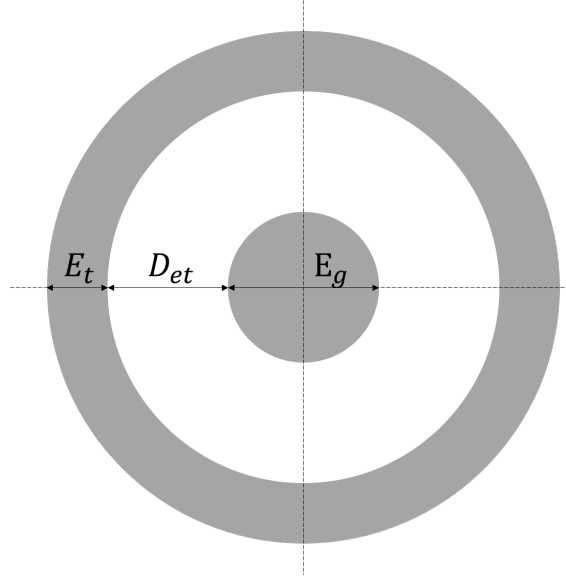


Figura 4.3: Geometria bidimensional de um eletrodo coaxial com os respectivos parâmetros de caracterização direta: E_t - Espessura do terminal; D_{et} - Distância entre terminais; E_g - Diâmetro do *ground*.

que as grandezas aqui descritas identificam na totalidade um sensor de geometria coaxial.

$$r_t = E_t + D_{et} + \frac{E_g}{2} \quad (4.6)$$

$$A_c = \pi(2r_tE_t - E_t^2 + \frac{E_g^2}{4}) \quad (4.7)$$

Para modelar eletrodos deste tipo é necessário atribuir valores a cada uma das grandezas diretas. Assim, a parametrização realizou-se de forma aleatória, respeitando as seguintes condições:

1. $r_t \leq 16mm \wedge r_t \geq 4mm$;
2. $D_{et} \geq 2mm$;
3. $E_t \geq 1.5mm \wedge E_g \geq 1.5mm$;

Estas três premissas basearam-se no tamanho médio de uma UP. São diversas as técnicas de medição utilizadas pelos profissionais de saúde com o objetivo de determinar a extensão de UP [102]. Assumiu-se que a região anatômica, onde ocorre o processo ulcerativo (resultante de isquemia ou hiperóxia reativa), não excede os $30mm$, o que justifica a primeira condição imposta (o raio total do sensor é menor ou igual que $16mm$). A segunda restrição tem como finalidade garantir que o terminal positivo e negativo não estão excessivamente próximos. A última garante que a geometria final não possui um formato absurdo. Com o conjunto de restrições apresentados, garante-se que o campo elétrico do sensor intersecta a região lesada. Desta forma, gerou-se uma população de dez eletrodos que foram usados em testes de sensibilidade na pele. Na Tabela 4.4 encontra-se os parâmetros e a nomenclatura atribuída a cada eletrodo.

Tabela 4.2: Parâmetros dos elétrodos coaxiais utilizados nas simulações MEF para cálculo da capacitância da pele. Estes foram gerados de forma aleatória. Na tabela, E_t representa a espessura do terminal positivo, D_{et} a distância entre terminais, E_g o diâmetro do *ground*, A_c a área de contacto com o EC e r_t o raio total do eletrodo.

Elétrodos	Parâmetros				
	$E_t(mm)$	$D_{et}(mm)$	$E_g(mm)$	$A_c(mm^2)$	$r_t(mm)$
A	2	10	5	189.28	14.5
B	4	10	2	329.87	15.0
C	3.5	4.5	9	208.13	11.5
D	4	2	2	128.81	7.0
E	3	11	2	257.61	15.0
F	2	3	20	490.09	15.0
G	2	4	20	502.65	16.0
H	8	4	4	515.22	14.0
I	2	6	14	329.87	15.0
J	8	3	8	603.19	15.0

Por fim, importa referir que as simulações, que envolveram os elétrodos referidos anteriormente, foram realizadas recorrendo a uma análise de variações paramétricas, no COMSOL® Multiphysics [10].

4.3.2.2 Eléctrodo interdigital

Como explicado anteriormente, para além dos elétrodos coaxiais, os sensores interdigitais integram diversas aplicações capacitivas. Desta forma, com a geometria adequada, nesta dissertação prova-se que os mesmos são também capazes de determinar a capacitância da pele. Assim, na Figura 4.4 representa-se, no plano, a geometria de um eléctrodo interdigital.

No que se refere à sua parametrização, à semelhança dos sensores coaxiais, estes também possuem um conjunto de grandezas que os descrevem, tanto de forma direta como indireta. Quanto às primeiras destaca-se a espessura dos dentes (w), o comprimento (L), a separação entre dentes de cargas opostas (G) e ainda o número de dentes por terminal (N). Relativamente às grandezas indiretas, utilizou-se o parâmetro estudado por *Igreja* [103], η (rácio de metalização). Este abordou o desenvolvimento de sensores interdigitais para

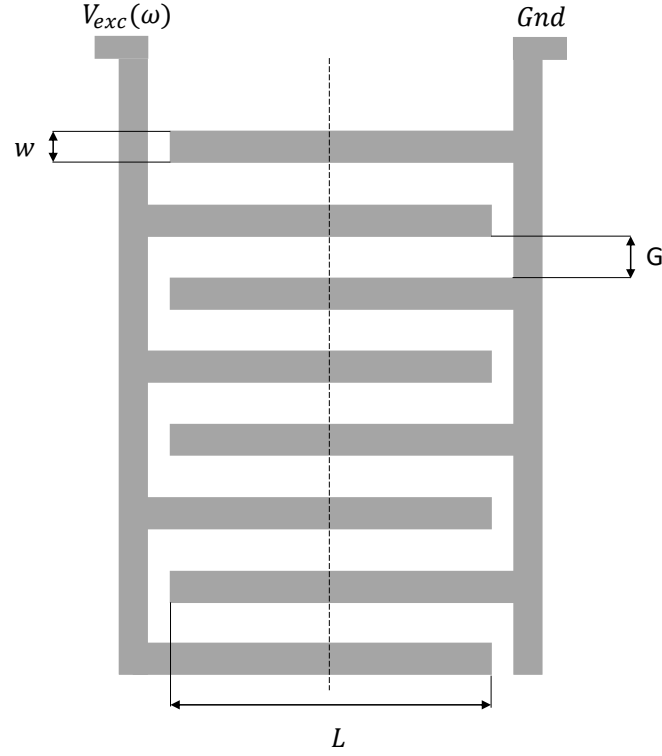


Figura 4.4: Geometria bidimensional de um eletrodo interdigital com parâmetros de caracterização direta do mesmo

integração num sistema de olfato, para monitorização do aroma durante a fermentação do vinho. Apesar das aplicações distintas, o autor demonstrou que o rácio de metalização é suficiente para descrever um sensor interdigital, na sua totalidade, na medição da capacitância de substratos multicamada. Este rácio pode ser descrito pela razão:

$$\eta = \frac{w}{w + G} \quad (4.8)$$

Tendo em conta que o comprimento de onda espacial é dado por $\lambda = 2(w + g)$, a equação anterior reduz-se a:

$$\eta = \frac{2w}{\lambda} \quad (4.9)$$

O procedimento utilizado para gerar eletrodos interdigitais é em tudo semelhante ao dos coaxiais. Desenvolveu-se um *script* em *Python V3.7* para atribuir valores aleatórios aos parâmetros diretos, mediante o conjunto de condições:

1. $L \leq 32mm \wedge L \geq 2mm$;
2. $N \geq 3 \wedge N \in \mathbb{N}$;
3. $G, w \geq 0.127mm$;
4. $N \cdot \lambda \leq 30mm$;

Impondo estas condições geraram-se dez elétrodos com as dimensões enunciadas na Tabela 4.3. Estes foram utilizados nos testes de sensibilidade cuja descrição se encontra na Secção 4.4.1.

Tabela 4.3: Parâmetros dos elétrodos coaxiais utilizados nas simulações MEF para cálculo da capacitância da pele. N representa o número de dentes de cada terminal, w a espessura dos dentes, L o comprimento dos dentes, G a distância entre dentes de terminais opostos, λ o comprimento de onda espacial e η o rácio de metalização.

Elétrodos	Parâmetros					
	N	$w(mm)$	$L(mm)$	$G(mm)$	$\lambda(mm)$	η
A	3	2.2	24.8	1.5	7.4	0.59
B	5	2.0	20.9	0.2	4.4	0.91
C	10	0.4	15.4	0.3	1.4	0.57
D	3	0.4	25.7	2.2	5.2	0.15
E	4	2.1	18.6	0.3	4.8	0.88
F	3	1.4	4.3	1.5	5.8	0.48
G	3	1.5	8.9	2.8	8.6	0.35
H	3	1.9	5.1	0.3	4.40	0.86
I	17	0.4	9.2	0.4	1.6	0.5
J	15	0.2	4.5	0.6	1.6	0.25

4.3.3 Substrato FR4 e meio envolvente

Num estudo conduzido por *Djordjević* [104] estudaram-se as propriedades elétricas do FR4, compósito utilizado no fabrico de placas de circuito impresso (PCI), para uma vasta gama de frequências, de $10Hz$ até $12GHz$. Neste determinou-se via experimental as propriedades dielétricas do FR4. Com base nos resultados experimentais, desenvolveram-se, também, modelos teóricos de modo a perceber qual, ou quais, melhor interpolam os resultados obtidos. Posto isto, conclui-se que tanto o ângulo de perdas (α) como a parte imaginária da CDRC não variam com a frequência. O mesmo não se sucede com a parte real, que depende da frequência.

Os dados evidenciaram que, à semelhança das camadas da pele, o modelo teórico de *Cole-Cole*, com oito dispersões, é uma boa aproximação para constante dielétrica relativa

complexa do FR4. Tem-se assim:

$$\epsilon_r^*(\omega) = \epsilon_\infty' + \sum_{i=1}^N \frac{\Delta\epsilon_i'}{1 + j\frac{\omega}{\omega_i}} - j\frac{\sigma}{\omega\epsilon_0} \quad (4.10)$$

Sendo parametrizada com $N = 8$, $\epsilon_\infty' = 4.20$, $\sigma = 80 \times 10^{-12} S \cdot m^{-1}$ e ainda pelos dados da tabela

Tabela 4.4: Parâmetros utilizados no modelo teórico de *Cole-Cole* (Equação 4.10) para o substrato FR4.

i	1	2	3	4	5	6	7	8
$\omega_i(s^{-1})$	$20k$	$200k$	$2M$	$20M$	$200M$	$2G$	$20G$	$200G$
Δ	0.12	0.14	0.22	0.18	0.12	0.10	0.10	0.24

Posto isto, para a frequência, $\omega_{exc} = 2\pi \cdot 32 \times 10^3 rad \cdot s^{-1}$, tem-se a constante dielétrica complexa relativa:

$$\epsilon_r^*(\omega_{exc}) = 5.23 - 0.11j \quad (4.11)$$

e a tangente do ângulo de perdas:

$$\tan \delta_d = \frac{\epsilon''}{\epsilon'} \approx 0.22 \quad (4.12)$$

Para além do estrato FR4, o meio envolvente também contribui para capacitância total do sistema. Desta forma, à semelhança do procedimento adotado no modelo de condensador, colocou-se uma camada de ar sobre a pele, a rodear tanto o elétrodo como o estrato FR4. No que se refere às suas propriedades elétricas, o ar é caracterizado por $\epsilon_r = 1$ e $\sigma = 0$.

4.3.4 Interface e domínio das simulações

Ao contrário da interface utilizada no condensador de placas paralelas (Secção 4.2.1.1), no cálculo da capacitância da pele não se recorreu à interface eletrostática, com domínio estacionário, do COMSOL® Multiphysics. No primeiro realizou-se a simulação em regime CC, enquanto o modelo capacitivo da pele em regime CA. Posto isto, utilizou-se a interface de correntes elétricas no domínio das frequências de modo a calcular a capacitância do sistema (Pele + Elétrodo + Meio envolvente), visto que:

- A pele é um meio dispersivo cuja constante dielétrica relativa depende da frequência angular do campo elétrico e consequentemente a capacitância também;
- O conversor de capacitância para digital (CCD), o AD7746 [52], utilizado como circuito condicionador opera a uma frequência de excitação $\omega_{exc} = 2\pi \cdot 32 \times 10^3$, para medir a capacitância do elétrodo.

Posto isto, a relação constitutiva atribuída aos materiais é a Equação 2.8a com uma representação distinta para a constante dielétrica relativa. Assim, a equação pode ser rescrita da forma:

$$\begin{aligned}\vec{D} &= \epsilon_0 \epsilon_r \vec{E} \\ \Leftrightarrow \vec{D} &= \epsilon_0 (\epsilon' - \epsilon'' j) \vec{E}\end{aligned}\tag{4.13}$$

Onde, novamente, \vec{D} é o campo de deslocamento elétrico e \vec{E} o campo elétrico no interior do material. Esta equação evidencia o carácter dispersivo dos estratos. No que se refere às condições governativas, estas provêm da conversão das equações de Maxwell do domínio do tempo para frequência. O sistema é então governado pelas seguintes equações[55]:

$$\nabla \cdot \vec{J} = Q_j \tag{4.14}$$

$$\vec{J} = \sigma \vec{E} + j\omega \vec{D} + J_e \tag{4.15}$$

$$E = -\nabla V \tag{4.16}$$

4.3.5 Malha do modelo

No que se refere à elaboração da malha do modelo, este é um dos passos mais importantes de qualquer simulação. Uma malha mal estruturada traduz-se numa menor proximidade da solução numérica à solução real. Dividir o modelo aqui apresentado é complexo devido à grande discrepância entre as ordens de grandeza dos domínios que o constituem. Por exemplo, o EC possui uma espessura de $20\mu m$, enquanto que o tecido subcutâneo $20mm$. Esta diferença exige variações bruscas nos tamanhos dos elementos que compõem a malha. Assim, na base da divisão do modelo encontram-se as seguintes premissas:

1. A geometria apresenta-se à escala anatómica da pele;
2. O campo elétrico penetra essencialmente na região central da pele;
3. Na região mais profunda do tecido subcutâneo, o campo elétrico é menos intenso;
4. Os vasos sanguíneos possuem geometria circular;

Se o poder computacional fosse ilimitado, seria viável aplicar uma malha extremamente fina, com elementos na ordem dos $10\mu m$ (metade da espessura da camada mais fina do modelo, o EC). A utilização de elementos desta ordem de grandeza podia traduzir-se num custo de memória a rondar os $300Gb$. Perante estas limitações, é necessário encontrar o equilíbrio entre o número de elementos da malha e a qualidade da solução. Desta forma, realizou-se uma análise de convergência, recorrendo a malhas com um número global de elementos variável. Nessa mesma análise também se utilizou uma malha com refinamentos locais na região central da pele, visto que esta é a região que tem maior relevo nos resultados. O estudo de convergência encontra-se na Secção 5.2.1.

4.4 Testes aplicados aos sensores

Na secção anterior abordou-se a metodologia adotada tanto na modelação da pele como dos eléctrodos. Agora, apresenta-se um conjunto de três simulações extremamente relevantes para a construção dos eléctrodos constituintes de um futuro sistema de prevenção e monitorização de UP. Desta forma, aplicou-se uma análise de sensibilidade às diferentes geometrias de eléctrodos desenvolvidas (Secção 4.4.1), de seguida analisou-se qual o impacto da rugosidade da pele na medição de capacitância (Secção 4.4.2) e por fim explorou-se a capacidade do eléctrodo detetar UP em profundidade.

4.4.1 Avaliação da sensibilidade dos eléctrodos

O principal objetivo do teste de sensibilidade é perceber qual dos eléctrodos é aquele que mais se adequa ao propósito do sensor: Este deve conseguir detetar situações de isquemia e hiperóxia reativa, ou seja, mecanismos que desencadeiam o processo inflamatório e a diminuição da humidade subepidérmica da pele (HSP). Isto significa que o melhor sensor será aquele cuja resposta, a variações da HSP, é mais acentuada.

Sabe-se que a CDRC está dependente da quantidade de água que constitui a segunda camada do modelo (ED), que no mesmo se traduz no número de vasos (n_{vasos}) e no seu raio (r_{vasos}). Posto isto, a constante dielétrica da ED pode ser dada pela expressão:

$$\epsilon_{ED}^*(\omega_{exc}) = \epsilon^*(\epsilon_{\acute{a}gua}^*(\omega_{exc}), n_{vasos}, D_{vasos}) \quad (4.17)$$

Assim, de modo a realizar uma análise de sensibilidade, fixou-se o número de vasos em 30 e fez-se variar o seu raio em sucessivos incrementos de $60\mu m$. Como é expectável, cada variação traduz-se também no aumento relativo do volume de água da camada ED. Para cada incremento, testou-se cada uma das geometrias explicitadas anteriormente.

Tabela 4.5: Variações no raio dos vasos sanguíneos e na quantidade de água relativa na camada epiderme-derme (ED) na simulação desenvolvida. Estas variações têm como objetivo realizar um teste de sensibilidade às diferentes geometrias de eléctrodos produzidas.

$r_i(\mu m)$	100	160	220	280	340	400	460
$\%(V/V)_{\acute{a}gua}$	1.77	4.52	8.55	13.85	20.42	28.27	37.39

Os resultados e a respetiva discussão dos mesmos, encontra-se na Secção 5.2.2.

4.4.2 Influência da rugosidade da pele

Um dos fatores que pode influenciar as medições de capacitância resulta das irregularidades da pele. Desta forma, de modo a perceber de que forma estas afetam a sensibilidade dos melhores sensores do teste referido anteriormente, adicionou-se à superfície do EC pequenas

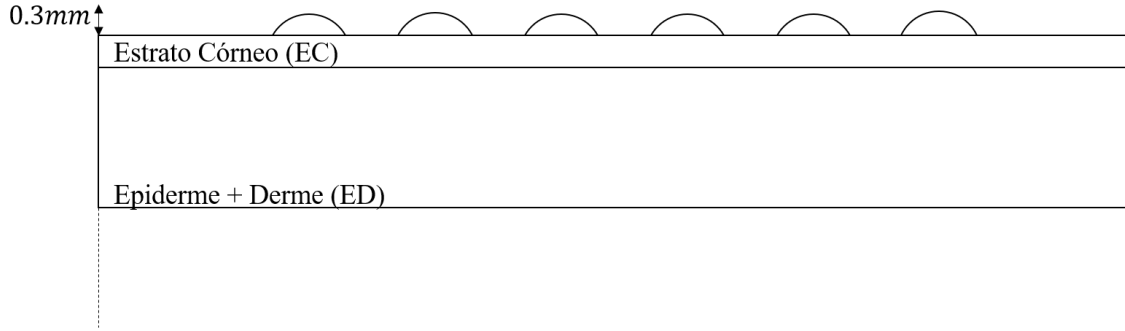


Figura 4.5: Esquema bidimensional representativo das saliências adicionadas na superfície do EC. Em termos de propriedades elétricas estão iguais às da sua camada subjacente.

saliências com $0.3mm$ de espessura e com as propriedades elétricas desta camada. Posto isto, a Figura 4.5 corresponde à representação esquemática das seis saliências que foram adicionadas a esta camada.

Os resultados referentes a este teste encontram-se na Secção 5.2.3, da presente dissertação.

4.4.3 Detecção de úlceras de pressão em profundidade

Como explicado nos fundamentos teóricos, o processo ulcerativo pode iniciar-se em camadas mais profundas que a epiderme, como por exemplo junto ao TS. Com a necrose celular, há perda da integridade física das membranas celulares, tornando-se o meio mais condutivo [48]. Deste modo, realizou-se um conjunto de simulações cujo objetivo é analisar o desempenho dos elétrodos na deteção de UP que se formam em profundidade, junto ao tecido subcutâneo. Assim, ao contrário do teste de sensibilidade às variações no raio dos vasos sanguíneos,

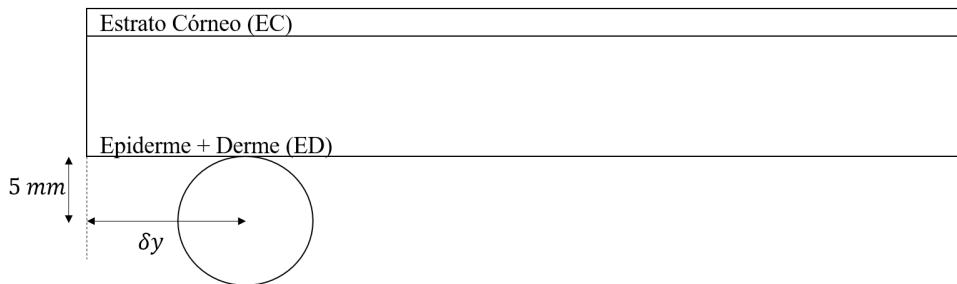


Figura 4.6: Esquema bidimensional representativo da esfera colocada no TS para testar a capacidade dos elétrodos detetarem UP em profundidade.

nesta simulação é a presença de uma esfera de água, com $5mm$ de raio, que personifica o aparecimento de um UP. Tal como ilustrado na Figura 4.6, esta foi colocada no TS e fez-se deslocar segundo o versor \vec{e}_y , em intervalos $\delta_y = 5mm$.

4.5 Instrumentação para medição de capacitância

Na presente secção, explica-se todo o procedimento utilizado no desenvolvimento do dispositivo capacitivo (Secção 4.5.1) e do *software* complementar ao mesmo (Secção 4.5.2). Estes revelam-se como ferramentas essenciais à validação das simulações abordadas na secção anterior (Secção 4.1).

4.5.1 Placa de testes e eléctrodos

No que se refere ao desenvolvimento do hardware para medição de capacitância, como foi introduzido na Secção 2.4, este deve ser constituído pelos eléctrodos e pelo circuito condicionador que mede a capacitância dos primeiros através da excitação (V_{exc}) dos seus terminais.

Com base nos resultados obtidos nas simulações, desenhou-se em PCI os eléctrodos que revelaram melhor desempenho nas mesmas, sendo estes o coaxial F e o interdigital B. As suas parametrizações são apresentadas, respetivamente, nas Secções 4.3.2.1 e 4.3.2.2. Para além dos eléctrodos, projetou-se uma placa de testes para o circuito condicionador, ambos com recurso ao *software* Eagle® v 9.3.2 [105]. Esta inclui o CCD AD7746 da Analog Devices®, e o sensor para medição de humidade e temperatura DHT11. A placa de testes pode ser conectada a qualquer microcontrolador, que no presente estudo corresponde ao Atmega328P constituinte da placa de prototipagem Arduino. A comunicação da placa de testes com o Arduino é feita via I^2C . Por sua vez, este conecta-se por *universal serial bus* (USB) ao computador que recebe os dados em tempo real, enviados por porta de série pelo Arduino. Deste modo, na secção seguinte (Secção 4.5.2) explora-se o *software* desenvolvido de forma a recolher os dados enviados pelo do microcontrolador para o computador.

Os resultados referentes à placa de testes e eléctrodos desenvolvidos, em PCI, encontram-se, respetivamente, nas Secções 5.3.1 e 5.3.2.

4.5.2 Programa de aquisição

Nesta secção apresentam-se as considerações relevantes relativas ao desenvolvimento do *software* de aquisição, em tempo real, de capacitância, temperatura e humidade, recolhidos pela placa de testes. Este fornece algumas grandezas estatísticas relacionadas com os sinais referidos que poderão, no futuro, constituir-se como *features* a usar em classificadores.

4.5.2.1 Desenvolvimento do programa

A ferramenta utilizada para o desenvolvimento da interface foi *Electron js v4.0.1*. Esta constitui uma poderosa ferramenta para a produção de aplicações multiplataforma. Esta ferramenta, que tem estado muito em voga nos últimos tempos, foi usada em aplicações famosas como Slack, Skype ou o editor de texto Atom. De modo a justificar a escolha desta ferramenta para a realização do *software* em causa, destacam-se os seguintes tópicos:

- **Programação orientada pelos objetos (POO):** O *JavaScript* (JS), mais especificamente a versão ES6, permite um desenvolvimento totalmente orientado pelos objetos. Este fator é fundamental para a escalabilidade do *software*, devido à utilização de conceitos como polimorfia, encapsulamento e abstração.
- **Front-end:** O *Electron js* permite que a produção do ambiente gráfico seja feita com recurso a HTML e CSS. Estas são linguagens de marcação que viabilizam o desenvolvimento de uma vasta gama de componentes, não ficando o programador restrito a elementos pré-fabricados.
- **Transversalidade:** Para este programa, em particular, utilizou-se uma solução de empacotamento [106] que facilmente permite gerar aplicações para distribuição, não sendo necessários quaisquer pré-requisitos. Estas conseguem correr em qualquer computador, independentemente do sistema operativo que o constitui.

4.5.2.2 Estrutura do programa

Como referido, uma das motivações para a utilização de *Electron Js* é o facto deste usar JS como linguagem de programação, o que viabiliza a POO. O *software* desenvolvido pode ser dividido em dois grupos, Figura 4.7, o *front-end* e *back-end*. O ficheiro *index.html* instância um objeto *UiControl.js* que é responsável por alterar e controlar toda a parte gráfica. Por sua vez, dentro do construtor de *UiControl.js* são instanciados mais dois objetos, *Connection.js* e *StatisticsCalculator.js*. O primeiro é responsável por controlar o estado da comunicação da porta de série, fornecendo a possibilidade de estabelecer conexão, verificar o estado da mesma, terminar conexão, entre outras. O segundo objeto recebe no seu construtor um vetor de dados e calcula parâmetros estatísticos sob o mesmo.

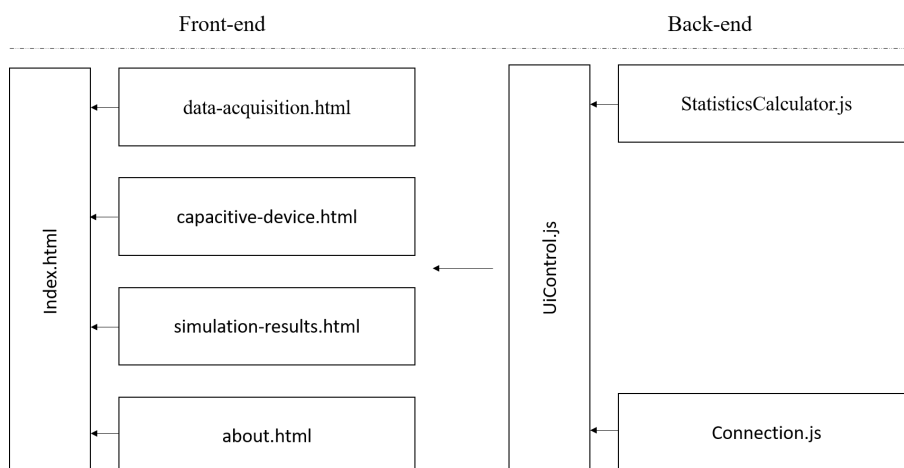


Figura 4.7: Esquema representativo da estrutura do software de aquisição de capacitância temperatura e humidade. Este pode ser dividido em *front-end*, toda a parte gráfica, e *back-end*, classes de JS para controlo da interface.

Análise de Resultados

Neste capítulo apresentam-se e discutem-se os resultados das simulações realizadas e ainda da instrumentação projetada para validação das mesmas. Este encontra-se dividido em três secções: A primeira (Secção 5.1) corresponde aos resultados da simulação numérica e analítica do condensador de placas paralelas. Na segunda (Secção 5.2) discutem-se os resultados obtidos nas simulações realizadas com o modelo da pele. Na última (Secção 5.3) expõem-se as placas de circuito impresso (PCI) desenhadas e o programa desenvolvido.

Importa referir que todos os gráficos presentes neste capítulo foram produzidos com recurso à biblioteca *Matplotlib v3.1.0* [107] ou retirados diretamente do COMSOL® Multiphysics [10].

5.1 Condensador de placas paralelas

Como foi abordado nos fundamentos teóricos da presente dissertação, o método dos elementos finitos (MEF), à semelhança de todos os métodos numéricos, permite obter soluções aproximadas de equações diferenciais parciais (EDP). No que se refere ao modelo do condensador de placas paralelas, é possível encontrar analiticamente a sua capacitância, visto que entre as suas placas se encontra um material dielétrico de geometria simples. Contudo, o mesmo não se aplica a um modelo complexo da pele, ainda que o princípio físico subjacente a ambos seja idêntico.

Posto isto, nesta secção apresenta-se os resultados, analíticos e numéricos, obtidos para o condensador de placas paralelas. Para além disso, também se explora os resultados da análise de convergência desenvolvida para este modelo, tendo na sua base as variações de capacitância do condensador.

5.1.1 Análise de convergência da simulação

Como explicado na introdução teórica do presente estudo, uma análise convergência, resumidamente, é um teste que se aplica frequentemente a métodos numéricos que permite analisar de que forma a malha influencia a solução final. Importa referir, que solução não é necessariamente a variável dependente da EDP governativa do sistema, mas sim qualquer grandeza de interesse que daí derive. No condensador, esta corresponde à capacitância. Posto isto, os resultados da análise de convergência encontram-se no gráfico da Figura 5.1.

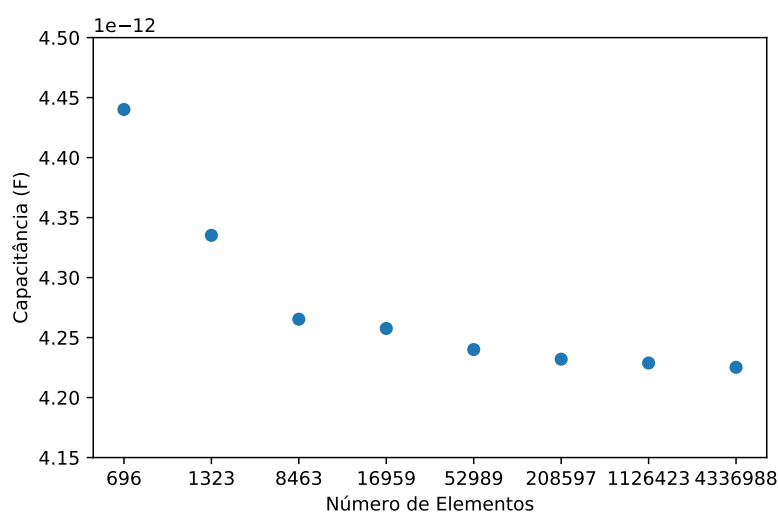


Figura 5.1: Resultado da análise de convergência aplicada ao modelo do condensador de placas paralelas.

Analisando a figura conclui-se que a solução converge para uma malha constituída por 52989 elementos. A partir desse ponto, a capacitância mantém-se aproximadamente constante, na ordem dos $4.24 \times 10^{-12} F$. Isto significa que usar uma malha com um número de elementos superior ao aqui apresentado não compensa em termos computacionais, visto que a variação da capacitância é residual. Por exemplo, a simulação realizada com uma malha constituída por 4336988 elementos teve um tempo de execução dez vezes superior que a de 52989 elementos, com um custo de memória três vezes superior. No entanto, a diferença na solução final é de apenas $\Delta C_{condensador} = 0.324 \times 10^{-12} F$.

5.1.2 Análise analítica do resultado

Na Figura 5.2 encontra-se representação esquemática do mesmo, para o qual se pode calcular analiticamente a capacitância, atendendo aos seguintes passos:

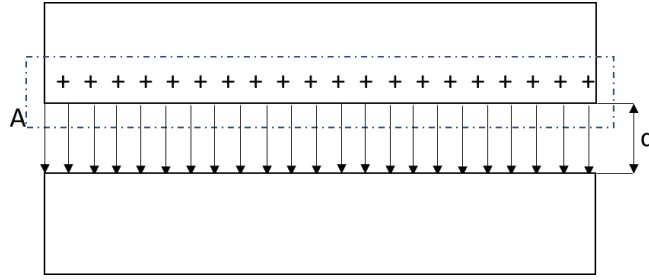


Figura 5.2: Esquema representativo de um condensador de placas paralelas. (A)-Representa área da superfície gaussiana interseçada pelas linhas de campo elétrico. (d)- Representa a distância entre as placas do condensador.

$$q_{terminal} = CV \quad (5.1)$$

Onde C representa a capacitância do condensador e V e q, respetivamente, a diferença de potencial entre os terminais do mesmo e a carga armazenada nestes. Recorrendo à forma integral da primeira equação de Maxwell:

$$\epsilon_0 \oint_A \vec{E} \cdot d\vec{A} = q_{envolvente} \quad (5.2)$$

Para a superfície gaussiana representada na Figura 5.2 a expressão anterior reduz-se a:

$$\epsilon_0 EA = q_{envolvente} \quad (5.3)$$

Para além disso, sabe-se que diferença de potencial entre dois pontos do espaço, imersos num campo é dada pela expressão:

$$\Delta V = \int_S \vec{E} \cdot d\vec{s} \quad (5.4)$$

Visto que entre as placas de um condensador de placas paralelas o campo elétrico é aproximadamente constante e assumindo que \vec{E} mantém um ângulo de 180° com o vetor $d\vec{s}$, a expressão 5.4 reduz-se a:

$$V = Ed \quad (5.5)$$

Onde d representa a distância entre as placas do condensador e V a diferença de potencial entre as mesmas. Conjugando as equações 1.1, 1.3 e 1.5, tem-se:

$$C = \epsilon_0 \frac{A}{d} \quad (5.6)$$

Que na presença de um dielétrico entre as placas do condensador se traduz em:

$$C = \epsilon_r \epsilon_0 \frac{A}{d} \quad (5.7)$$

Substituindo então na equação anterior, $d = 4mm$, $\epsilon_{rnylon} = 4$ e $A = 4cm^2$, teoricamente a capacitância do condensador é cerca de $3.54 \times 10^{-12}F$.

5.1.3 Análise numérica

Como apresentado na metodologia a interface eletrostática resolve uma EDP de *Poisson* que conjuga a primeira lei de Maxwell com a relação constitutiva que relaciona o campo de deslocamento elétrico com o campo elétrico. Posto isto, tem-se:

$$\nabla^2 V = -\frac{\rho_q}{\epsilon_0 \epsilon_r} \quad (5.8)$$

Assim, a variável dependente é o potencial elétrico, um escalar que nas simulações desenvolvidas depende das três coordenadas espaciais, $V(x, y, z)$. Assim, na Figura 5.3 encontra-se o resultado distribuição do potencial no plano $x = 0$.

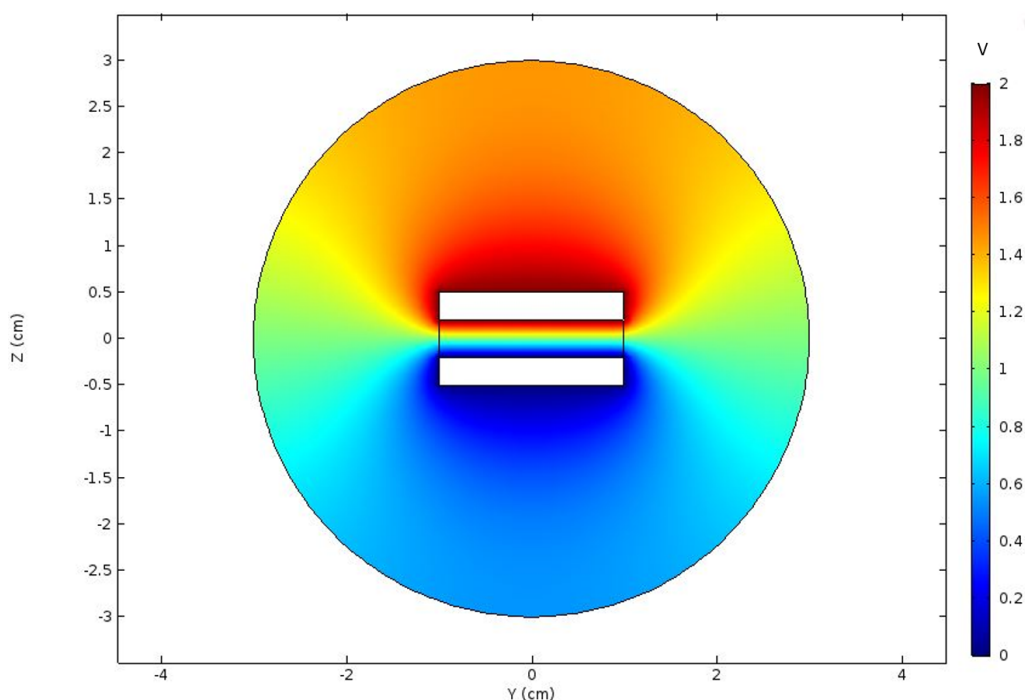


Figura 5.3: Distribuição do potencial elétrico ao longo do plano de corte $x = 0$ do condensador de placas paralelas.

No que se refere ao cálculo da capacitância, esta obteve-se diretamente através das portas do COMSOL® Multiphysics [10] registrando-se um valor $4.24 \times 10^{-12} F$. Este representa um erro de 19.77% relativamente ao valor teórico calculado na secção anterior, diferença que possivelmente se explica pelas seguintes razões:

- Efeito do campo elétrico nas arestas e vértices do condensador;
- A espessura das placas é relativamente elevada quando comparada com a espessura do dielétrico;

5.1.4 Considerações finais

O cálculo da capacitância do condensador de placas paralelas é um bom ponto de partida para as simulações seguintes. Apesar dos diferentes domínios de simulação e da geometria

desenvolvida, todas elas têm como objetivo calcular a capacitância de um sistema capacitivo, independentemente da complexidade do dielétrico que o constitui. Para além disso, visto que o condensador se representa por um modelo de complexidade muito menor que a pele, foi possível calcular analiticamente a sua capacitância, processo demonstrado na secção anterior. Deste modo, validou-se os resultados numéricos analiticamente e com recurso a uma análise de convergência.

5.2 Cálculo da capacitância da pele

As seguintes secções representam o cerne do presente estudo. Nestas abordam-se três estudos distintos cujo principal objetivo é determinar quais são os melhores sensores capacitivos para a deteção de úlceras de pressão (UP). Desta forma, explorou-se o desempenho dos mesmos em diferentes circunstâncias.

5.2.1 Validação dos resultados

Aferir e validar a qualidade dos resultados numéricos é um tema relativamente complexo. Posto isto, realizou-se uma análise de convergência para diferentes malhas, com a finalidade de perceber qual aquela que apresenta uma melhor relação entre a qualidade da solução e o custo computacional. Posto isto, utilizou-se um elétrodo coaxial parametrizado por $E_g = 5mm$, $D_{et} = 5mm$ e $E_t = 4mm$. Quanto ao raio dos vasos colocados na segunda camada do modelo, este foi de $160\mu m$. Importa referir que o método para identificação de eléttodos é descrito na Secção 4.3.

O estrato córneo (EC) é a camada mais fina do modelo, com uma espessura de $20\mu m$. Assim, a malha nesta região deve conter uma elevada densidade de elementos. Para avaliar de que forma o número de elementos afeta a solução no interior do EC, colocou-se um segmento de reta horizontal, no centro desta camada, para o qual se calculou o potencial elétrico (Figura 5.4). Este segmento define-se pela equação paramétrica da reta no espaço dada pela seguinte expressão, onde x, y e z estão em milímetros :

$$r : \begin{cases} x = 20 \\ y = 10 + 20t, t \in [0, 1] \\ z = 21.01 \end{cases} \quad (5.9)$$

Pela análise da Figura 5.4 percebe-se que a solução converge com o aumento do número de elementos, reduzindo-se sucessivamente a diferença na distribuição do potencial elétrico (V) ao longo do segmento de reta.

A acrescentar ao estudo de convergência realizado em específico para o EC, testaram-se um conjunto de dez malhas e averiguou-se a sua influência na admitância dos eléttodos. Como foi abordado nos fundamentos teóricos, esta grandeza encontra-se diretamente relacionada com a capacitância dos eléttodos, pela seguinte expressão $C = \frac{Y''}{2\pi \cdot f_{exc}}$, sendo para esta situação em específico $f_{exc} = 32KHz$.

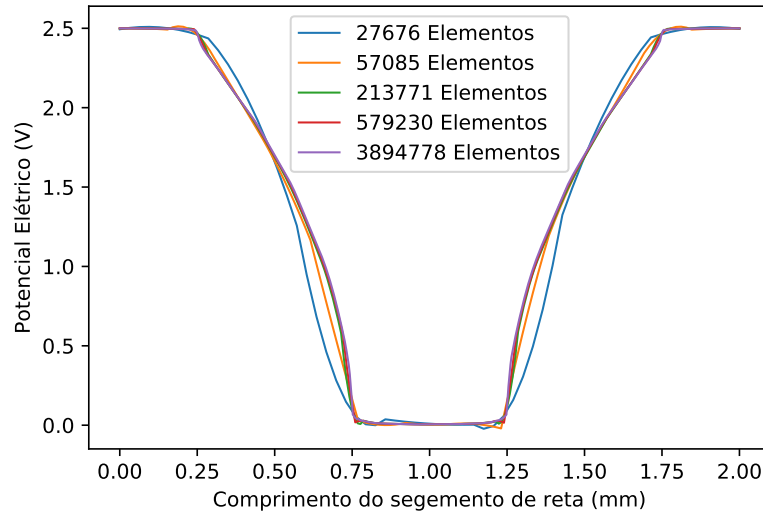


Figura 5.4: Distribuição do campo elétrico num segmento de reta situado no interior do estrato córneo (EC).

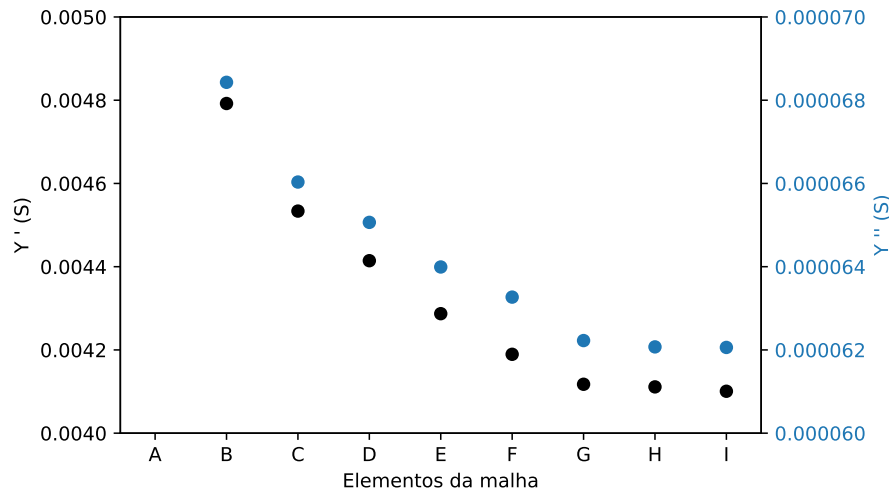


Figura 5.5: Resultados da análise de convergência aplicada ao modelo da pele. Neste gráfico representa-se a componente real (Y') e imaginária (Y'') da admitância para malhas sucessivamente mais refinadas. (A)- 27676 elementos; (B)- 36643 elementos; (C)- 57085 elementos; (D)- 95232 elementos; (E)- 213771 elementos; (F)- 579230 elementos; (G)- 3894778 elementos; (H)- 2690508 elementos; (I)- 3120392 elementos;

Pela análise da Figura 5.5, conclui-se que a admitância começa a convergir a partir da malha G. Esta foi também a malha que exigiu um tempo de computação superior. Para além disso, importa referir que tanto a malha H como a I são as que apresentam melhores resultados, ainda que com um número de elementos inferior a G. Isto porque se aplicou um refinamento local a estas duas malhas, na região onde o campo elétrico tem maior impacto na solução (entre os terminais do eletrodo coaxial). Para o caso dos eletrodos interdigitais, o mesmo procedimento foi adotado, com a diferença do refinamento local ter sido aplicado a toda a área do eletrodo. Assim, nas Figuras 5.6 e 5.7 encontram-se, respetivamente, os

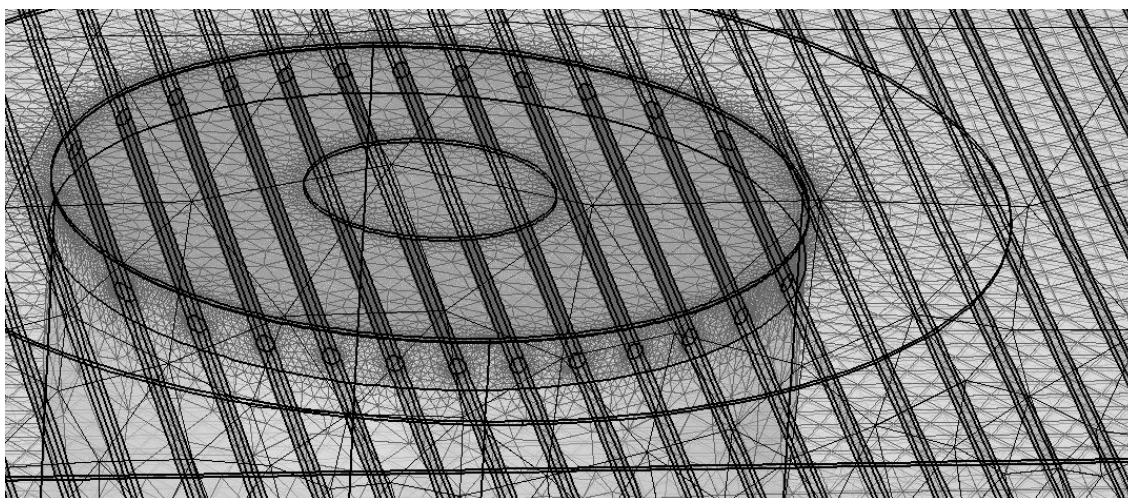


Figura 5.6: Malha H aplicada a um elétrico coaxial. Esta foi refinada na região entre o terminal positivo e negativo, visto que é nesta região que a propagação do campo elétrico é mais importante. As camadas afetadas pelo processo de refinamento são o estrato córneo (EC) e a epiderme-derme (ED).

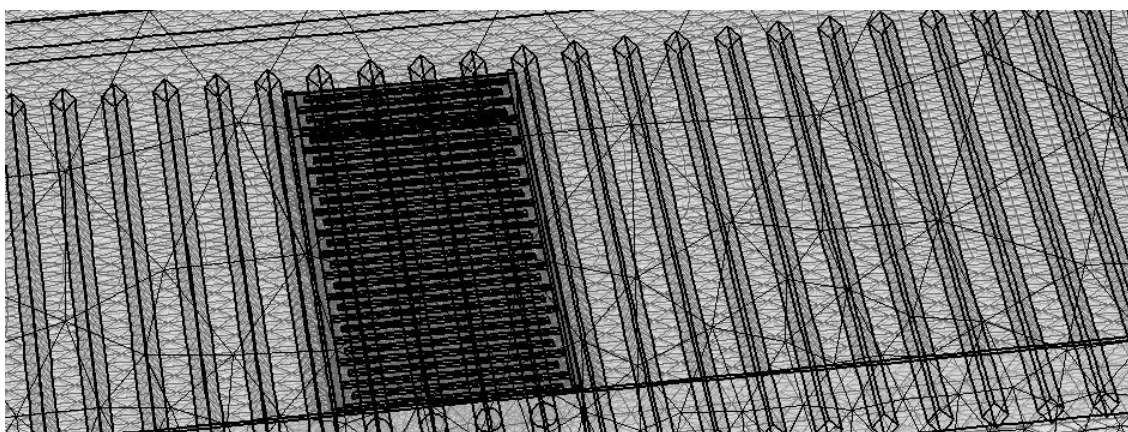


Figura 5.7: Malha H aplicada a um elétrico interdigital. Esta foi refinada na região entre o terminal positivo e negativo, visto que é nesta que a propagação do campo elétrico é mais importante. As camadas afetadas pelo processo de refinamento são o estrato córneo (EC) e a epiderme-derme (ED).

resultados da sequência de malhas H aplicada aos elétrodos coaxiais e interdigitais.

5.2.2 Análise de sensibilidade aos elétrodos

Tal como explicado na metodologia (Secção 4.4.1), o objetivo dos testes de sensibilidade é perceber quais dos elétrodos desenvolvidos apresentam uma melhor resposta às da humidade subepidérmica da pele (HSP). Nas simulações aqui enunciadas, esta grandeza relaciona-se com o raio dos vasos sanguíneos, dispostos horizontalmente na segunda camada do modelo (ED), os três últimos estratos da epiderme e a derme. Assim, aplicaram-se testes de sensibilidade a dois tipos de elétrodos distintos, os coaxiais e interdigitais, para

os quais os resultados se encontram no Anexo II. Nas seguintes secções apresentam-se e extraem-se conclusões relativas aos mesmos.

5.2.2.1 Eléttodos coaxiais

Relativamente aos eléctrodos coaxiais testaram-se dez geometrias diferentes, às quais se fez corresponder as letras de A a J. Para cada geometria, variou-se o raio dos vasos $60\mu m$ por iteração, para um total de sete simulações. Assim o teste de sensibilidade realizado aos eléctrodos coaxiais corresponde a 70 simulações distintas. Importa ainda referir que o cálculo da capacitância dos eléctrodos é dado pela expressão:

$$C = \frac{Y''}{\omega_{exc}} \quad (5.10)$$

Sendo a parte imaginária da admitância retirada diretamente do *software*.

Deste modo, no gráfico da Figura 5.8 sintetizam-se os resultados relativos ao teste de sensibilidade aplicado ao eléctrodos de geometria coaxial. Apenas e só pela análise da mesma, verifica-se que o eléctrodo com pior desempenho é o eléctrodo E, este não evidencia alterações significativas na sua capacitância aquando da variação da quantidade de água na segunda camada do modelo. Tal como este eléctrodo, também se destaca o A, B, D e H. Todos estes não apresentam um bom desempenho, pelo mesmo motivo que o anterior.

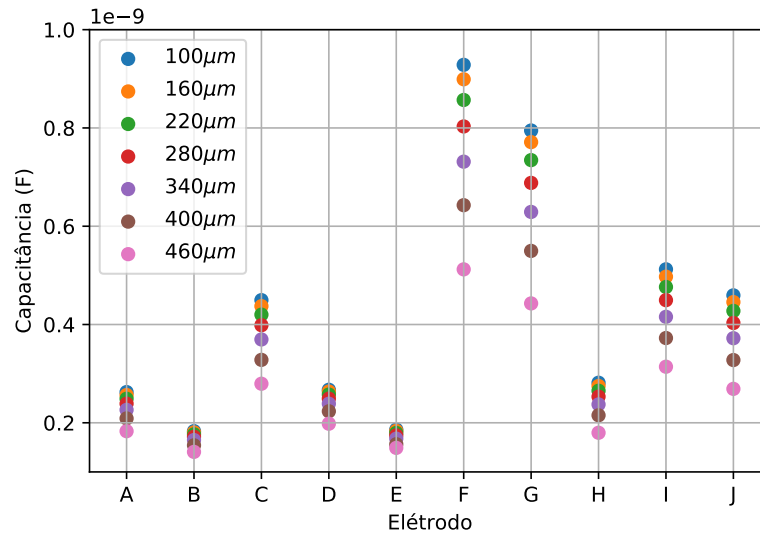


Figura 5.8: Gráfico representativo do teste de sensibilidade aplicado aos eléctrodos coaxiais. Cada cor distinta representa uma simulação para dado raio dos vasos sanguíneos.

Quanto aos eléctrodos com melhor desempenho destacam-se o F e G, sendo estes aqueles que apresentam maior dispersão na capacitância. O primeiro, com o aumento do raio dos vasos sanguíneos de $100\mu m$ para $460\mu m$, diminuiu a sua capacitância cerca de $4.161 \times 10^{-10} F$ enquanto o segundo $3.519 \times 10^{-10} F$. Em termos de propagação do campo eléctrico, isto significa que são os sensores F e G aqueles que garantem uma maior densidade de campo na região em estudo. Desta forma, quando ocorre variações na constante dielétrica

da segunda camada, estes são os que mais variam a sua capacitância. Adiante, para os elétrodos interdigitais desenvolve-se mais esta explicação.

Outro tema importante centra-se na análise da correlação entre a capacitância do elétrodo e os parâmetros que o caracterizam. Posto isto, calculou-se os coeficientes de correlação de *Pearson* (ρ) para cada uma das grandezas diretas, indiretas e capacitância. Os resultados encontram-se na Figura 5.9. Os dados foram recolhidos para um raio dos vasos sanguíneos de $100\mu m$.

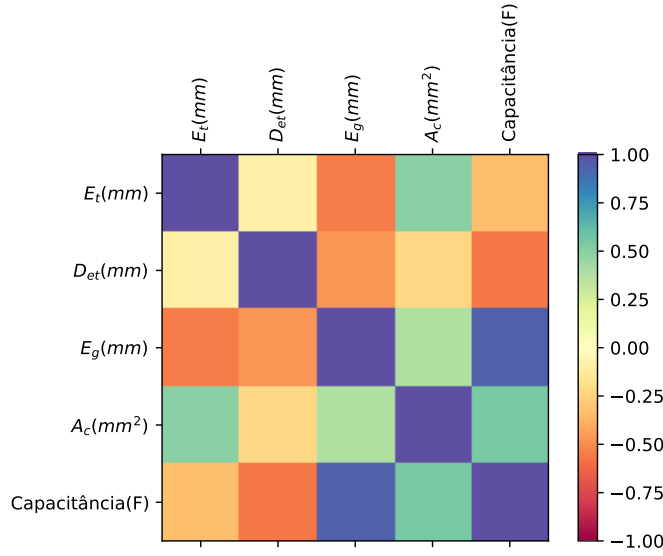


Figura 5.9: Gráfico de correlação de *Pearson* entre os parâmetros de caracterização de um elétrodo coaxial e a capacitância do mesmo. Para um raio dos vasos sanguíneos de $100\mu m$. E_t - Espessura do terminal positivo; D_{et} - Distância entre terminais; E_g - Espessura do *ground*; A_c - Área de contacto do elétrodo com o estrato córneo EC.

Pela análise da figura, verifica-se que existe uma forte correlação positiva entre a capacitância e a espessura do *ground* (E_g), cerca de $\rho \approx 0.92$. Destaca-se também a correlação negativa entre a distância entre terminais (D_{et}) e a capacitância, $\rho \approx -0.58$. Para os elétrodos interdigitais será também elaborada uma análise mais profunda sobre este tópico.

De seguida avalia-se o desempenho dos elétrodos interdigitais nas mesmas circunstâncias dos anteriores.

5.2.2.2 Elétrodos interdigitais

O procedimento adotado para o teste de sensibilidade dos elétrodos interdigitais foi em tudo semelhante ao anterior. Para uma frequência de excitação $f_{exc} = 32kHz$ calculou-se em cada simulação a admitância (Y) do elétrodo em teste, para diversas variações dos raios dos vasos sanguíneos. Através desta grandeza, obteve-se a capacitância, pelo procedimento explicado anteriormente. Assim, na Tabela II.2, do Anexo II, encontram-se os resultados das simulações dos elétrodos interdigitais.

Pela análise do gráfico da Figura 5.10 conclui-se que os elétrodos que apresentam pior desempenho, na detecção de variações HSP, são o F, G, H e J. Por outro lado, os elétrodos B e E revelam-se os mais sensíveis às variações do raio dos vasos sanguíneos na segunda camada do modelo. Para uma variação de 28.27% da HSP, correspondente à alteração do raio dos vasos de $100\mu m$ para $400\mu m$, a capacitância do elétrodo B diminuiu 58%. No que se refere ao elétrodo E, com uma redução menos evidente que a anterior, a sua capacitância reduziu 55.8%. Importa salientar que os dois elétrodos referidos apresentam uma geometria semelhante, o que se traduz em fatores de metalização $\eta_B = 0.91$ e $\eta_E = 0.88$ também semelhantes, como é possível consultar na metodologia ou na Tabela II.2, do segundo anexo. Os resultados enunciados no gráfico da Figura 5.10 serão agora explicados sobre um ponto de vista eletromagnético.

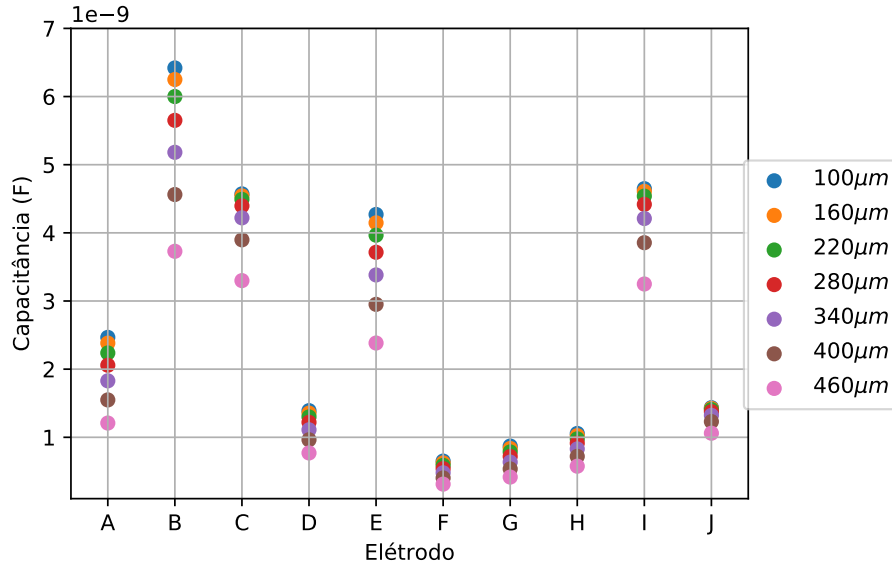


Figura 5.10: Gráfico representativo do teste de sensibilidade aplicado aos elétrodos interdigitais. Cada cor distinta representa uma simulação para dado raio dos vasos sanguíneos.

A constante dielétrica relativa complexa de um material (CDRC) é uma grandeza que caracteriza a interação do campo elétrico com o meio. Posto isto, como abordado na Secção 4.4.1 da metodologia, a CDRC da segunda camada do modelo é uma função dependente da constante dielétrica da água, do número de vasos e do diâmetro dos mesmos.

$$\epsilon_{ED}^*(\omega_{exc}) = \epsilon^*(\epsilon_{\text{água}}^*(\omega_{exc}), n_{\text{vasos}}, D_{\text{vasos}}) \quad (5.11)$$

Nas simulações aqui descritas, ΔD_{vasos} é o fator perturbador do sistema e $\epsilon_{\text{água}}^*$ é uma constante para a frequência de excitação enunciada. Posto isto, a capacitância global do sistema depende da constante dielétrica de cada uma das camadas da pele e ainda do meio envolvente. No entanto, a CDRC de uma dada camada só afeta a capacitância global se as linhas de campo elétrico a penetrarem. Deste modo, percebe-se que a qualidade de um elétrodo, a detetar variações na segunda camada do modelo ED, depende da capacidade do mesmo fazer penetrar as linhas de campo até essa camada. Assim, calculou-se a distribuição

do potencial e campo elétrico para o elétron E e J, respetivamente, o segundo melhor e o pior elétron do teste de sensibilidade. Os resultados encontram-se nas Figuras 5.12 e 5.11. Em ambas as figuras encontra-se representado apenas o porção do modelo correspondente à pele. O substrato FR4, à semelhança do meio envolvente e dos vasos sanguíneos, foram omitidos para uma maior clareza da ilustração.

Na Figura 5.11 verifica-se que a geometria do elétron J, caracterizado por $N = 15$, $w = 0.2mm$, $L = 4.5mm$ e $G = 0.6$, não favorece a penetração do campo elétrico em camadas profundas da pele, ficando este todo concentrado junto ao estrato córneo (EC). Posto isto, a capacitância total do sistema é apenas influenciada por esta camada bem como pelo substrato e o meio envolvente.

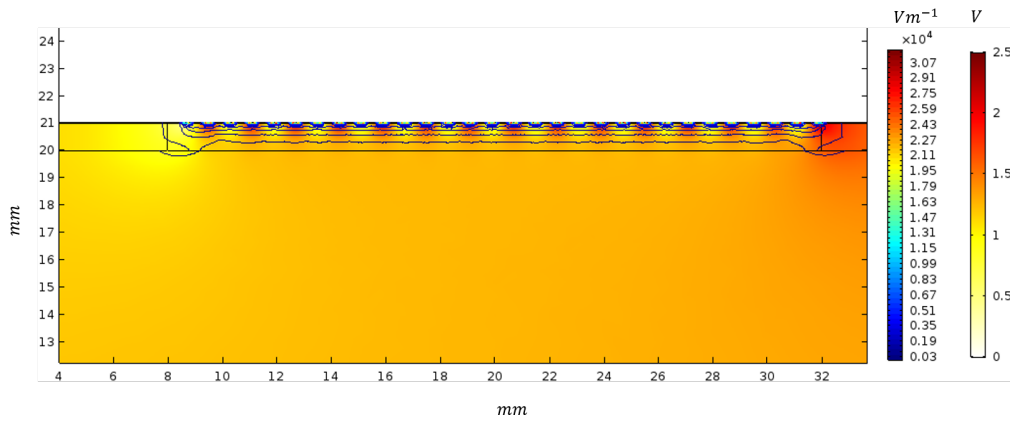


Figura 5.11: Distribuição do potencial elétrico no elétron interdigital J, no plano $y = 20mm$. Este elétron é caracterizado por $N = 15$, $w = 0.2mm$, $L = 4.5mm$ e $G = 0.6$.

Por outro lado, no que se refere ao elétron E a propagação do campo elétrico e a distribuição do potencial elétrico diferem consideravelmente do J. Este fenómeno observa-se na Figura 5.12. Nesta verifica-se que nas regiões subjacentes aos dentes positivos, o potencial elétrico mantém-se na ordem dos 2V em $z = 20mm$ cobrindo, desta forma, toda a segunda camada do modelo, região na qual ocorre as variações da HSP. Para além disso, verifica-se também que a penetração do campo elétrico é elevada nesta região. Assim, sob um ponto de vista eletromagnético compreende-se as vantagens de utilizar o elétron E relativamente ao J.

No entanto, importa referir algumas desvantagens deste tipo de elétrons, cujo o campo elétrico penetra com maior profundidade. Destas destaca-se por exemplo a maior suscetibilidade ao ruído, proveniente de regiões como a parte posterior do elétron. Este efeito poderá ser colmatado com a adição de um *ground plane* na face oposta ao elétron, no FR4. Contudo, o estudo do efeito deste plano foge ao âmbito da dissertação.

No que se refere à parametrização direta atribuída aos elétrons interdigitais, discutida na Secção 4.3.2.2 da metodologia, importa analisar a existência de correlação entre os parâmetros e a capacitância dos elétrons. Assim, como ilustrado na Figura 5.13, calculou-se os coeficientes de correlação de *Pearson* (ρ) entre as variáveis que caracterizam os elétrons

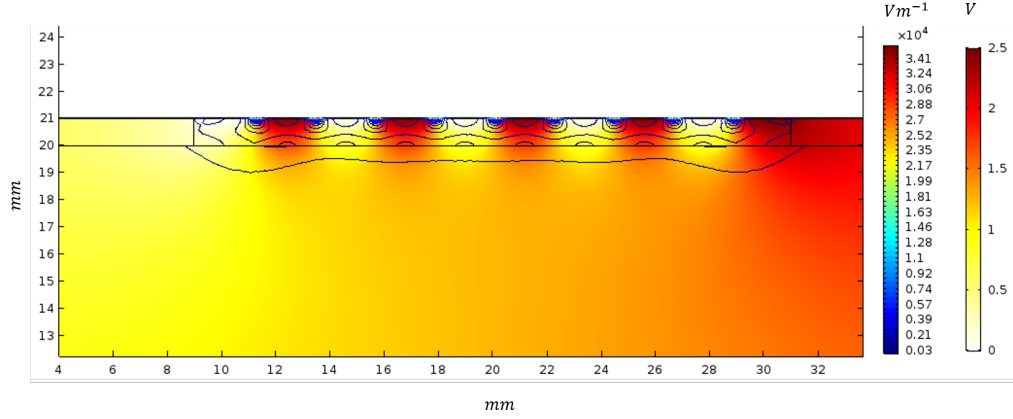


Figura 5.12: Distribuição do potencial elétrico no elétrodo interdigital E, no plano $y = 20\text{mm}$. Este elétrodo é caracterizado por $N = 4$, $w = 2.1\text{mm}$, $L = 18.6\text{mm}$ e $G = 0.3$.

interdigitais e a capacitância dos mesmos. Posto isto, verificou-se que as únicas variáveis que apresentam uma correlação de destaque são a distância entre dentes de terminais distintos (G) e capacitância ($\rho \approx -0.66$). Este valor significa que ambas as variáveis apresentam uma correlação linear negativa moderada. Para além disso, outro parâmetro de destaque, no que se refere à correlação com a capacitância do elétrodo, é o fator de metalização (η). Este registou um coeficiente de correlação de *Pearson* aproximadamente igual a -0.63 ($\rho \approx -0.63$). No entanto, importa referir que o número de amostras usado não é significativo (dez elétrodos interdigitais) o que poderá colocar em causa os resultados apresentados no teste de correlação. Neste sentido, para solidificar as soluções referidas anteriormente era necessário utilizar um número de elétrodos superior o que não foi possível devido aos tempos elevados de simulação e ao poder computacional reduzido.

5.2.2.3 Elétrodos interdigitais VS coaxiais

Nas secções anteriores particularizou-se o desempenho tanto dos elétrodos coaxiais como dos interdigitais na deteção de variações da HSP, destacando-se quatro elétrodos, dois de cada geometria. Na presente secção comparam-se os resultados obtidos por estas duas geometrias distintas, de modo a escolher os melhores elétrodos. Assim, importa olhar para o gráfico da Figura 5.14 onde se encontram particularizados os resultados dos elétrodos coaxiais G e F, e dos interdigitais, B e E. Verifica-se que a capacitância dos primeiros é cerca de uma ordem de grandeza inferior aos interdigitais. Dentro dos coaxiais, o G apresentou uma variação na capacitância de $-3.519 \times 10^{-10} F$ e o F de $-4.161 \times 10^{-10} F$. Nos segundos, o elétrodo em destaque foi o B visto que a sua capacitância variou -2.690×10^{-9} , enquanto que o E, -1.886×10^{-9} . Importa referir que estes valores correspondem às diferenças de capacitância para os raios dos vasos de $100\mu m$ e $460\mu m$. Assim, conclui-se que os melhores elétrodos são os coaxiais porque dentro da sua ordem de grandeza são os que apresentam uma maior variação nos valores. Importa referir que os valores apresentados possuem um *offset* que deve ser ignorado pois a capacitância dos mesmos não depende só da pele mas

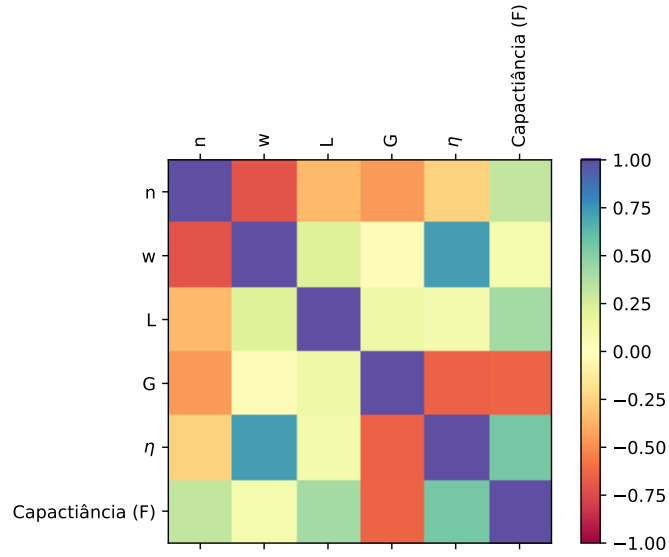


Figura 5.13: Gráfico de correlação de *Pearson* entre os parâmetros de caracterização de um eletrodo interdigital e a capacitância do mesmo. Para um raio dos vasos sanguíneos de $100\mu m$. n - Número de um terminal do eletrodo; w - Largura dos dentes; L - Comprimento dos dentes; G - Distância entre dentes de terminais distintos.

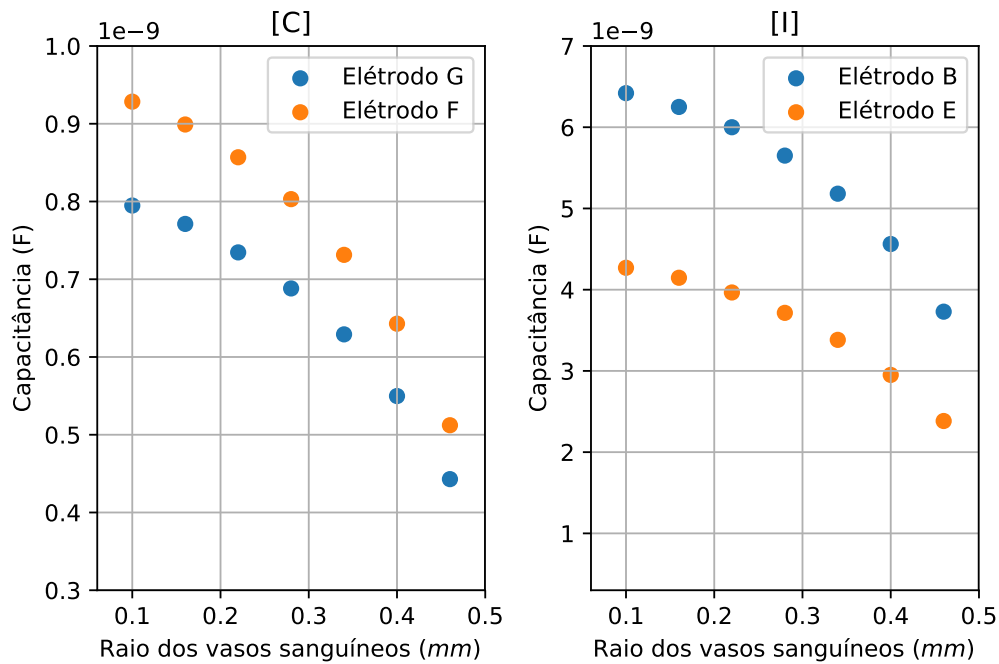


Figura 5.14: Gráficos representativos dos resultados dos quatro melhores eletrodos do teste de sensibilidade. [C]- Eletrodos coaxiais G e F; [I]- Eletrodos interdigitais B e E.

de todo o meio envolvente. Isto justifica o facto das ordens de grandeza poderem ser desprezadas.

5.2.3 Influência da rugosidade da pele

A superfície da pele é uma estrutura irregular. Assim, quando um elétrodo se encontra sobre o EC pode haver lacunas de ar entre os ambos. Posto isto, modelou-se o efeito das irregularidades da pele através da adição de cilindros seccionados na superfície do EC, como explicado na Secção 4.4.2 da metodologia. Apesar, desta aproximação grosseira da realidade, as simulações aqui descritas permitem perceber de que forma as lacunas de ar influenciam a sensibilidade dos elétrodos. Posto isto, utilizaram-se os dois melhores elétrodos dos testes de sensibilidade, os coaxiais, com a finalidade de perceber de que forma a capacitância dos mesmos é afetada pelas lacunas de ar. Na Figura 5.15 encontram-se os resultados das simulações.

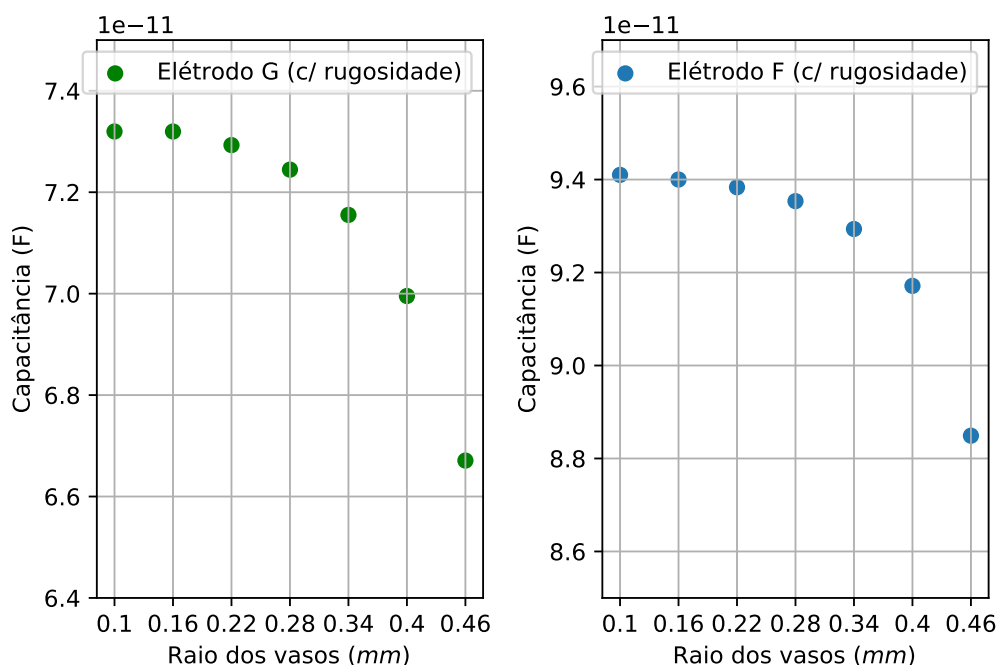


Figura 5.15: Resultados dos elétrodos coaxiais F e G nos testes de sensibilidade, com rugosidade na pele.

Pela análise dos gráficos verifica-se que a capacitância dos elétrodos reduz-se consideravelmente em ambos os elétrodos, cerca de duas ordens de grandeza, relativamente aos resultados obtidos nos testes de sensibilidade sem rugosidade. Isto porque o ar, que se encontra nas lacunas entre o EC e o elétrodo, possui uma constante dielétrica relativa muito inferior à do EC ($\epsilon_{r\ ar} = 1$ e $\epsilon_r = 240$), diminuindo a capacidade dos elétrodos armazenarem carga no seu interior. No entanto, como explicado anteriormente, o valor absoluto da capacitância é pouco significativo visto que o que importa são as variações da mesma, aquando da alteração da HSP. No teste aqui abordado, as variações de capacitância são muito mais discretas quando comparadas com as do teste de sensibilidade na ausência de rugosidade da pele. Assim, o elétrodo F que tinha diminuído a sua capacitância para cerca de 55% do seu valor inicial agora reduziu-se apenas para 92% (uma redução de apenas 8%).

Quanto ao elétron G que apresentou uma redução de 55.8% no teste de sensibilidade, neste o valor final de capacitância é apenas 93% do inicial. Posto isto, conclui-se que a rugosidade da pele é um fator crítico na redução da sensibilidade dos sensores.

5.2.4 Detecção de úlceras de pressão em profundidade

Como abordado na metodologia, um tópico importante é perceber qual o desempenho dos sensores desenhados na detecção de úlceras de pressão formadas em profundidade. Assim, construiu-se uma esfera de água com um raio de $5mm$ que se fez deslocar ao longo do eixo yy (explicação detalhada da metodologia na Secção 5.2.4) em intervalos de $5mm$. Para estas simulações, em específico, removeu-se os vasos sanguíneos, visto que o interesse não é estudar variações de humidade na segunda camada do modelo mas sim na última, tecido subcutâneo (TS). Posto isto, utilizaram-se os quatro melhores eléctrodos do teste de sensibilidade com a finalidade de aferir qual aquele que melhor deteta UP em profundidade. São estes os sensores coaxiais F e G e os interdigitais B e E.

Tabela 5.1: Resultado das simulações para detecção de úlceras de pressão em profundidade. Nesta tabela encontra-se a capacitância dos eléctrodos coaxiais (F e G) e do interdigitais (B e E), em função das variações nas coordenadas da esfera de água colocada no tecido subcutâneo.

Coordenadas da esfera (mm)	Capacitância (F)			
	Coaxial F	Coaxial G	Interdigital B	Interdigital E
(20, -5, 15)	1.5214E-10	1.5218E-10	6.5591E-09	4,3771E-09
(20, 0, 15)	1.5201E-10	1.5177E-10	6.5393E-09	4,3777E-09
(20, 5, 15)	1.5210E-10	1.5176E-10	6.5201E-09	4,3417E-09
(20, 10, 15)	1.5205E-10	1.5171E-10	6.5172E-09	4,3414E-09
(20, 15, 15)	1.5209E-10	1.5171E-10	6.5114E-09	4,3448E-09
(20, 20, 15)	1.5212E-10	1.5171E-10	6.5107E-09	4,3416E-09

Pela análise da tabela, conclui-se que a capacitância dos eléctrodos F, G e E não é influenciada pelas variações da CDRC da última camada do modelo, causadas pela presença da esfera. Calcula-se que as pequenas oscilações observadas na capacitância dos três eléctrodos devem-se às alterações na malha do modelo. O movimento de penetração da esfera no TS provoca alterações globais na mesma, consoante a sua posição. Isto porque a esfera possui uma malha mais refinada que o TS, o que significa que quando esta se localiza nas coordenadas $(x, y, z) = (20, 20, 15)$ as soluções são mais exatas porque nesta região o campo eléctrico é mais intenso. Este fenómeno explica-se no presente capítulo, na Secção 5.2.1. No que se refere agora ao eléctrodo B, neste as variações da capacitância são mais evidentes. Desde o ponto inicial da esfera (no exterior do TS) até ao último ponto, onde

esta se encontra no centro do TS, a capacitância variou $0.483pF$. Desta forma, apesar dos erros induzidos pela malha pode-se afirmar que este eletrodo é aquele que melhor resultado apresenta na detecção de UP formadas em profundidade.

5.2.5 Considerações finais

Sintetizados todas as considerações relativas aos resultados das simulações, destacam-se os seguintes tópicos:

- A validação analítica do condensador de placas paralelas é essencial para as restantes simulações. A capacitância calculada, numericamente apresenta um erro relativo de 19.77%.
- Os resultados da análise de convergência para o modelo da pele provam que a melhor malha é a H (melhor relação erro/poder computacional).
- Os eletrodos coaxiais F e G e os interdigitais B e E são os que apresentaram melhores resultados no teste de sensibilidade.
- A rugosidade na pele pode provocar perdas na sensibilidade dos eletrodos na ordem dos 37%.
- À exceção do eletrodo interdigital B, nenhum dos outros é capaz de detetar variações na CDRC da última camada do modelo.

5.3 Instrumentação para medição de capacitância

Na secção anterior retiraram-se conclusões relativas aos melhores eletrodos para detecção de UP. Nesta expõem-se os resultados relativos à instrumentação desenvolvida para testar os eletrodos *in vivo* e validar os resultados das simulações. Nenhuma das placas aqui apresentada foi produzida, correspondendo, assim, a trabalho futuro à presente dissertação. Para além disso, apresenta-se também o *software* desenvolvido em *electron js*.

5.3.1 Placa de testes

A placa de testes é constituída, essencialmente por três partes. A primeira corresponde ao circuito de alimentação, onde se colocou duas resistências *pull-up* como aconselhado na folha de detalhes do AD7746. Para além disso, adicionou-se ao circuito de alimentação um *LED*, cujo o objetivo é indicar se o dispositivo está conectado ou não. Outra componente refere-se ao próprio circuito condicionador, o conversor de capacitância para digital (CCD) AD7746. Por fim, encontra-se o sensor DHT11 que permite medir temperatura e humidade. Posto isto, na Figura 5.16 encontra-se o esquemático da placa de testes organizada pelos módulos referidos anteriormente.

separação dos sinais de excitação, apresentados na figura por EXA e EXB, dos CIN, responsáveis pela medição da capacitância do eléctrodo. Isto de modo a reduzir a capacitância parasita.

5.3.2 Eléktrodos em PCI

Como referido na secção anterior, referente às simulações MEF, destacaram-se quatro eléctrodos nos testes de sensibilidade aplicados aos mesmos. Desta forma, desenhou-se, em placa de circuito impresso (PCI), o eléctrodo interdigital e coaxial que mais se destacaram. Estes encontram-se representados na Figura 5.18, respetivamente, pelas letras [A] e [B].

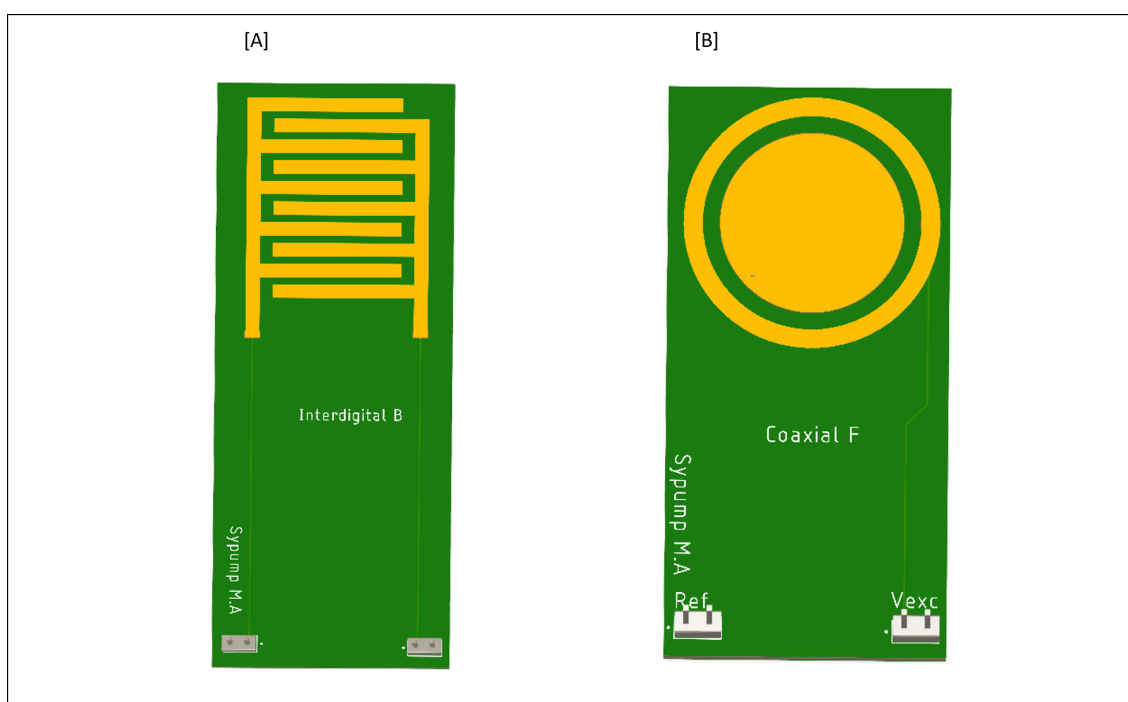


Figura 5.18: Eléktrodo coaxial [B] e interdigital [A] desenhados para PCI. Estes foram aqueles que obtiveram melhores resultados nas simulações.

Finalmente, salienta-se que os eléctrodos ainda não foram produzidos e consequentemente não foram testados. Esta componente fará parte de trabalho futuro.

5.3.3 Programa de aquisição

Quanto ao *software* desenvolvido, este corresponde a um apêndice para a placa de testes. Neste implementara-se um conjunto de funcionalidades cujo objetivo é facilitar a aquisição de dados em tempo real pela mesma. Este programa pode ser instalado em qualquer computador dispensando quaisquer pacotes adicionais. No Anexo III encontra-se representado o *software*.

No que se refere às funcionalidades implementadas, destas destacam-se a deteção automática da placa Arduino, controlo e gestão gráfico da porta serial e ainda extração

de dados para ficheiros CSV. Para além disso, a comunicação pode ser interrompida a qualquer momento, podendo o utilizador selecionar intervalos específicos do sinal.

Finalmente, importa analisar a forma como o microcontrolador comunica com a interface. Para isto, utilizou-se a biblioteca desenvolvida por *Blanchon* [108] de serialização de *JavaScript object notation* (JSON) para C++. Desta forma, a cada aquisição a capacitância, temperatura e humidade são convertidas para um objeto JSON que é serializado e enviado por USB. Por fim, já no lado do JS é des-serializado, convertido para um vetor e apresentado nos gráficos.

CAPÍTULO 6

Conclusão

O presente capítulo enuncia e sumariza todo o trabalho desenvolvido nesta dissertação. Para além disso, apresentam-se também algumas considerações que podem ser aplicadas no futuro para melhorar tanto as simulações realizadas como a eletrónica e o programa desenvolvido para aquisição de capacitância, temperatura e humidade.

6.1 Sumário da tese

O presente estudo constitui-se como um primeiro passo no desenvolvimento de um dispositivo capaz de detetar precocemente a formação de úlceras de pressão (UP). Vários estudos indicam que o processo ulcerativo está diretamente relacionado com variações na humidade subepidérmica da pele (HSP) [49] que se manifestam, eletricamente, nas propriedades dielétricas da mesma. Posto isto, com recurso ao método dos elementos finitos (MEF), investigou-se quais os melhores sensores capacitivos para detetar estas variações e consequentemente antecipar o processo ulcerativo. Estes, futuramente, poderão integrar uma solução que com base nos *inputs* dos sensores desenvolvidos previne o processo ulcerativo, através de mecanismos pneumáticos ou hidráulicos que aliviam zonas de maior pressão. Finalmente, desenhou-se em placas de circuito impresso (PCI), tanto uma placa de testes como os elétrodos que melhor resultado apresentaram nas simulações. Estas duas componentes permitirão validar os resultados teóricos experimentalmente. Para além disso, para complementar a eletrónica, desenvolveu-se um programa para aquisição dos dados da placa de testes em tempo real.

O parágrafo anterior sumariza, de um modo geral, a presente dissertação. De seguida, apresentam-se as considerações mais relevantes de cada capítulo da mesma.

Capítulo 3- Prevenção e Diagnóstico de Úlceras de Pressão: Estado da Arte

São inúmeros os dispositivos desenvolvidos até ao momento para diagnóstico ou prevenção de UP. Nos primeiros enquadram-se dois tipos de dispositivos: os baseados em fatores de risco (FR) e os que avaliam diretamente o estado fisiológico da pele. Os baseados em FR inferem a suscetibilidade do paciente desenvolver este problema consoante a sua exposição aos principais FR, tais como pressão, forças de tração, humidade, temperatura e estado de imobilização do indivíduo. Nos dispositivos que avaliam o estado fisiológico da pele enquadram-se ultrassons, ressonância magnética e sensores capacitivos. Por outro lado, nos dispositivos de prevenção inserem-se colchões, ou qualquer outra superfície de apoio capaz de aliviar de forma direta ou indireta a pressão excessiva e prolongada exercida sobre o paciente.

Apesar da evolução significativa dos dispositivos de diagnóstico e prevenção de UP, estas continuam a ser um problema bastante comum no seio da comunidade hospitalar. Não existe nenhum dispositivo capaz de, simultaneamente, prevenir e diagnosticar o processo ulcerativo através de análise direta do estado fisiológico da pele. Esta fator representa a janela de oportunidade da presente dissertação.

Capítulo 4- Materiais e métodos

Neste capítulo explora-se a componente de deteção de UP. Recorrendo a desenho assistido por computador (DAC), desenvolveu-se um modelo tridimensional da pele e elétrodos capacitivos para o cálculo da capacitância da mesma, através do MEF. Os elétrodos correspondem a duas geometrias distintas, coaxiais e interdigitais. Sabendo que o processo ulcerativo se inicia nos últimos estratos da epiderme e na derme, com variações na quantidade de água destas camadas, realizaram-se três testes com a finalidade de identificar quais os melhores elétrodos para detetar UP: um teste de sensibilidade à variação do raio dos vasos sanguíneos, efeito da rugosidade da pele nas medições de capacitância e desempenho dos elétrodos na deteção de UP, que se formam junto ao tecido subcutâneo.

Finalmente, aborda-se alguns aspetos importantes relativos ao desenvolvimento do circuito condicionador, para medição de capacitância, e dos elétrodos, ambos desenhados projetados em placas de circuito impresso (PCI). Para além disso, explica-se também a arquitetura do programa desenvolvido para aquisição de capacitância, temperatura e humidade. Este comunica com um microcontrolador por porta de série.

Capítulo 5 - Análise de resultados

Neste capítulo valida-se o modelo da pele com um condensador de placas paralelas, ambos com o mesmo princípio de funcionamento. Através do MEF determinou-se a capacitância do condensador, $4.24 \times 10^{-12} F$, que difere em 19.5% do valor teórico, calculado analiticamente. Esta diferença deve-se ao efeito das bordas de condensador na propagação do campo elétrico,

No que se refere ao cálculo da capacitância no modelo da pele, fez-se um estudo de convergência da solução. Mostrou-se também a influência do número de elementos que constituem a malha no cálculo da variável dependente da equação diferencial parcial (EDP)

governativa do sistema. No teste de sensibilidade aplicado aos elétrodos, destacaram-se quatro elétrodos em específico, dois interdigitais e dois coaxiais, todos eles assinalando variações consideráveis de capacitância. No entanto, o eletrodo coaxial F foi aquele que maior sensibilidade apresentou às alterações da HSP ($\Delta C = -4.161 \times 10^{-10} F$). Para além disso, testou-se o efeito da rugosidade da pele na sensibilidade dos sensores. As simulações demonstraram que a primeira afeta consideravelmente a segunda, podendo haver uma perda de sensibilidade na ordem dos 37%. Finalmente, concluiu-se que nenhum dos quatro elétrodos tem um bom desempenho a detetar variações na constante dielétrica da última camada do modelo da pele, causada pela inserção da esfera de água. No entanto, um dos sensores interdigitais registou uma pequena variação neste teste, $0.483pF$.

Em tom de conclusão e respondendo à hipótese preliminar que está na base da presente dissertação, os sensores capacitivos demonstraram que é possível detetar variações na HSP indicativas do processo ulcerativo. No entanto, os resultados dos mesmos são fortemente influenciados por fatores como a rugosidade da pele, como se mostrou numericamente.

6.2 Trabalho futuro

Apesar do trabalho desenvolvido, a presente dissertação representa um pequeno passo no desenvolvimento de um dispositivo capaz de diagnosticar e prevenir o processo ulcerativo. Esta deu início à componente de diagnóstico, através da escolha dos melhores elétrodos para detetar o processo ulcerativo pelas variações na humidade subepidérmica da pele(HSP). Resta, contudo, validar os resultados das simulações com os elétrodos e placa de aquisição desenhada.

Assim, deste trabalho até ao desenvolvimento de um protótipo capaz de desempenhar o mote da tese, sugerem-se os seguintes tópicos, tanto ao nível das simulações como da eletrónica e programa desenvolvido.

6.2.1 Simulações MEF

Apesar das simulações baseadas no MEF se constituírem como o cerne da presente dissertação existem ainda aspetos que podem ser melhorados, dos quais se destacam:

- Os resultados obtidos encontram-se limitados pelo poder computacional da máquina utilizada. Os 16Gb de memória revelaram-se insuficientes aquando da aplicação de malhas extremamente finas em camadas como o estrato córneo (EC) ou vasos sanguíneos, devido à sua espessura. Ainda que as análises de convergência aplicadas validem a qualidade dos resultados, seria útil verificar os mesmos com malhas extremamente finas.
- A espessura de cada camada da pele varia com o local anatómico. As dimensões utilizadas são estimativas com base na bibliografia, assim como as propriedades

elétricas. Por exemplo, à segunda camada do modelo, epiderme-derme (ED), atribui-se a constante dielétrica relativa complexa (CDRC) do sangue, que apesar de ser uma boa aproximação da realidade não corresponde à mesma. No futuro faria sentido estudar de que forma a espessura dos tecidos afeta os resultados da simulação.

- As geometrias escolhidas para os elétrodos, interdigitais e coaxiais, são as que mais integram dispositivos capacitivos, independentemente da sua aplicação. Neste sentido, seria interessante estudar os resultados provenientes de outras geometrias na detecção do processo ulcerativo.
- Visto que a CDRC de cada estrato depende da frequência do campo elétrico que o penetra, pode haver frequências mais discriminativas das propriedades elétricas de cada um deles. Isto pode ser vantajoso para detetar variações em cada uma das camadas em específico. Assim a frequência de simulação ($\omega_{exc} = 32KHz$) foi escolhida com base na placa de aquisição desenhada. No entanto, é importante alargar o espectro de frequências de aquisição.
- Provavelmente não integrará a solução final elétrodos rígidos de FR4. Como demonstrado, os resultados dos mesmos são altamente influenciados pela rugosidade da pele. Assim, no futuro, as simulações deviam ser realizadas com um substrato flexível ao invés do FR4.
- Apesar da investigação realizada na correlação dos parâmetros diretos de identificação de elétrodos com a capacitância, a amostra de elétrodos não é significativa. Agora que o modelo da pele foi desenhado, faz sentido aumentar a população de elétrodos com a finalidade de identificar correlações entre os parâmetros que os identificam e a capacitância dos mesmos.

Apesar das propostas aqui apresentadas o trabalho desenvolvido nas simulações é o mais notável e o foco do presente estudo. Estas fornecem apenas uma aproximação daquilo que é a realidade e os seus resultados são influenciados por diversos fatores discutidos ao longo da tese.

6.2.2 Instrumentação

A instrumentação desenhada é um apêndice às simulações. Esta permitirá validar os resultados das mesmas através de protocolos aplicados *in vivo*. Previamente, aos testes importa ainda produzir as PCI e desenvolver a programação subjacente à comunicação da placa de testes com o microcontrolador. Para além disso, importa também analisar o impacto da capacitância parasita nas medições. Caso a validação se verifique, deve-se começar a projetar a solução final que poderá passar uma superfície, equipada com os sensores desenvolvidos, que de modo diferencial deteta o aparecimento de UP. Esta provavelmente estará munida com sistemas hidráulicos para movimentar o paciente.

6.2.3 Programa de aquisição

No que se refere ao programa desenvolvido em *JavaScript* (JS), com o *Electron JS*, não se prevê grandes alterações ao mesmo. Este está completamente implementado para a eletrónica desenhada.

6.3 Aplicação na prática clínica

As úlceras de pressão (UP) são um dos maiores problemas entre pacientes de mobilidade reduzida. Apesar das inúmeras tecnologias desenvolvidas, os prestadores de cuidados de saúde, como médicos e enfermeiros, continuam a diagnosticar visualmente este problema. A comunidade hospitalar está consciente da problemática que as UP representam na sociedade. Em Portugal, o plano nacional para a segurança dos doentes, divulgado pela direção geral de saúde, estabelece que, até ao final de 2020, 95% das instituições devem implementar práticas de avaliação de risco, prevenção e tratamento de UP [6]. Em suma, a necessidade de um sistema como o SYPUMP é notável, apresentando-se esta tese como o início do desenvolvimento do mesmo. Este será o primeiro sistema capaz de simultaneamente detetar e atuar sobre o processo ulcerativo de forma autónoma.

Bibliografia

- [1] M. Mishu, V. Dubey, T. Hickish e J. Cole. “A Review on Pressure Ulcer: Aetiology, Cost, Detection and Prevention Systems”. Em: *International journal of engineering sciences & research technology* 3.Setembro (2014), pp. 419–428.
- [2] F. Monahan, J. Sands, M. Neighbors, J. Marek e C. Green-Nigro. *Phipp’s Medical-surgical nursing : health and illness perspective*. 8ª ed. USA: Mosby, 2007. Cap. 65, pp. 1915–1959. ISBN: 9780723434566.
- [3] M. Romanelli, M. Clark, G. Cherry, D. Colin e T. Defloor. *Science and practice of pressure ulcer management*. Vol. 3. 2. London: Springer London, 2006, pp. 99–100. ISBN: 978-1-85233-839-8.
- [4] T. V. Boyko, M. T. Longaker e G. P. Yang. “Review of the Current Management of Pressure Ulcers”. Em: *Advances in Wound Care* 7.2 (2018), pp. 57–67. DOI: 10.1089/wound.2016.0697.
- [5] C. Dealey, J. Posnett e A. Walker. “The cost of pressure ulcers in the United Kingdom”. Em: *Journal of Wound Care* 21.6 (2012), pp. 261–266. ISSN: 0969-0700. DOI: 10.12968/jowc.2012.21.6.261.
- [6] *Direção Geral da Saúde - Úlceras de Pressão*. URL: <https://www.dgs.pt/qualidade-e-seguranca/seguranca-dos-doentes/ulceras-de-pressao.aspx> (acedido em 07/08/2019).
- [7] J. R. Beard, A. Officer, I. Carvalho, R. Sadana, A. Pot, J. Michel, P. Sherlock, J. Jordan, G. Peeters, W. Mahanani, J. Thiyagarajan e S. Chatterji. “The World report on ageing and health: a policy framework for healthy ageing”. Em: *Health Policy* 387 (2016). DOI: 10.1016/S0140-6736(15)00516-4.
- [8] F. T. Wang. “Biomedical System for Monitoring Pressure Ulcer Development”. Tese de Doutoramento. UCLA, Los Angeles, USA, 2013.
- [9] S. Ajami e L. Khaleghi. “A review on equipped hospital beds with wireless sensor networks for reducing bedsores”. Em: *Journal of Research in Medical Sciences* 20.10 (2015), pp. 1007–1015. ISSN: 17357136. DOI: 10.4103/1735-1995.172797.
- [10] *COMSOL Multiphysics®*. Stockholm, Sweden. URL: www.comsol.com.

- [11] P. A. Kolarsick, M. Kolarsick e C. Goodwin. “Anatomy and Physiology of the Skin Paul”. Em: *Transactions of the Royal Society of South Africa* (2006), pp. 115–128. DOI: 10.1080/00359198409519477.
- [12] F. Martini, J. Nath e E. Bartholomew. *Fundamentals of anatomy of physiology*. Benjamin Cummings, 2012, pp. 145–155. ISBN: 13: 978-0-321-70933-2.
- [13] J. Kanitakis. “Anatomy, histology and immunohistochemistry of normal human skin”. Em: *European journal of dermatology* 12.4 (2002).
- [14] B. Amirlak e L. Shahbi. *Skin Anatomy: Overview, Epidermis, Dermis*. 2017. URL: <https://emedicine.medscape.com/article/1294744-overview> (acedido em 15/01/2019).
- [15] W. Montagna e P. F. Parakkal. *The structure and function of skin*. Academic Press, 1974, p. 433. ISBN: 9780323138697.
- [16] J. Manschot. “The mechanical properties of human skin in vivo”. Tese de doutoramento. 1985. URL: <http://hdl.handle.net/2066/113261>.
- [17] H. Joodaki e M. B. Panzer. “Skin mechanical properties and modeling: A review”. Em: *Engineering in Medicine* 232.4 (2018), pp. 323–343. ISSN: 20413033. DOI: 10.1177/0954411918759801.
- [18] J. A. McGrath, R. A. J. Eady e F. M. Pope. *Components of normal human skin*. URL: <http://scottishhssupport.pbworks.com/f/Anatomy+And+Organisation+Of+Human+Skin.pdf>.
- [19] J Junter, J Savin e M Dahl. *Clinical dermatology . 3rd ed*. Australia: Blackwell, 2002, pp. 8–16. ISBN: 0632059168.
- [20] N. Kashibuchi, Y. Hirai, K. O’Goshi e H. Tagami. “Three-dimensional analyses of individual corneocytes with atomic force microscope: Morphological changes related to age, location and to the pathologic skin conditions”. Em: *Skin Research and Technology* 8.4 (2002), pp. 203–211. DOI: 10.1034/j.1600-0846.2002.00348.x.
- [21] N. Nakagawa, S. Sakai, M. Matsumoto, K. Yamada, M. Nagano, T. Yuki, Y. Sumida e H. Uchiwa. “Relationship between NMF (lactate and potassium) content and the physical properties of the stratum corneum in healthy subjects”. Em: *Journal of Investigative Dermatology* 122.3 (2004), pp. 755–763. DOI: 10.1111/j.0022-202X.2004.22317.x.
- [22] P Szanto. “Clear and Dark Basal Keratinocytes in Human Epidermis: A Stereologic Study”. Em: *Journal of Cutaneous Pathology* 4.5 (1977), pp. 275–280. ISSN: 16000560. DOI: 10.1111/j.1600-0560.1977.tb00916.x.
- [23] A. Lee. “A multiple-pathway model for the diffusion of drugs in skin”. Em: *Mathematical Medicine and Biology* 13.2 (2004), pp. 127–150. ISSN: 1477-8599. DOI: 10.1093/imammb13.2.127.

-
- [24] G. Tortora e B. Derrickson. *Princípios de Anatomia & Fisiologia*. 14^a ed. Vol. 91. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan LTDA, 2016, pp. 399–404. ISBN: 9788527728621.
- [25] R. Prum e R. Torres. “Structural colouration of mammalian skin: convergent evolution of coherently scattering dermal collagen arrays”. Em: *Journal of Experimental Biology* 207.12 (2004), pp. 2157–2172. ISSN: 0022-0949. DOI: 10.1242/jeb.00989.
- [26] S. Huclova, D. Erni e J. Fröhlich. “Modelling and validation of dielectric properties of human skin in the MHz region focusing on skin layer morphology and material composition”. Em: *Journal of Physics D: Applied Physics* 45.2 (2012), p. 025301. ISSN: 00223727. DOI: 10.1088/0022-3727/45/2/025301.
- [27] W. Frontera e J. DeLisa. *Delisa’s Physical Medicine & Rehabilitation: Principles And Practice*. 5^a ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2010. Cap. 52, pp. 1393–1400. ISBN: 0098-7484. DOI: 10.1016/B978-0-7020-3369-8.00001-X.
- [28] P. National PU Advisory e P. Pacific Pressure Injury Alliance. *Prevention and Treatment of Pressure Ulcers : Quick Reference Guide*. Rel. téc. Australia, 2014, pp. 1–75. DOI: 10.1103/PhysRevLett.97.258103.
- [29] S. Bhattacharya e R. K. Mishra. “Pressure ulcers: Current understanding and newer modalities of treatment.” Em: *Indian journal of plastic surgery : official publication of the Association of Plastic Surgeons of India* 48.1 (2015), pp. 4–16. ISSN: 0970-0358. DOI: 10.4103/0970-0358.155260.
- [30] J. S. Mervis e T. J. Phillips. “Pressure Ulcers: Pathophysiology, Epidemiology, Risk Factors, and Presentation.” Em: *Journal of the American Academy of Dermatology* 0.0 (2019). ISSN: 1097-6787. DOI: 10.1016/j.jaad.2018.12.069.
- [31] A. C. Ek, G. Gustavsson e D. H. Lewis. “The local skin blood flow in areas at risk for pressure sores treated with massage”. Em: *Scandinavian journal of rehabilitation medicine* 17.2 (1985), pp. 81–6. ISSN: 0036-5505.
- [32] R. J. Marum, J. H. Meijer e M. W. Ribbe. “The relationship between pressure ulcers and skin blood flow response after a local cold provocation.” Em: *Archives of physical medicine and rehabilitation* 83.1 (2002), pp. 40–3. ISSN: 0003-9993.
- [33] B. Leblebici, N. Turhan, M. Adam e M. N. Akman. “Clinical and Epidemiologic Evaluation of Pressure Ulcers in Patients at a University Hospital in Turkey”. Em: *Journal of Wound, Ostomy and Continence Nursing* 34.4 (2007), pp. 407–411. ISSN: 1071-5754. DOI: 10.1097/01.WON.0000281657.63449.1c.
- [34] C. Vangilder, G. D. Macfarlane e S. Meyer. “Results of nine international pressure ulcer prevalence surveys: 1989 to 2005.” Em: *Ostomy/wound management* 54.2 (2008), pp. 40–54. URL: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18382042>.

- [35] J. A. Rocha, M. J. Miranda e M. J. Andrade. *Abordagem terapêutica das úlceras de pressão-Intervenções baseadas na evidência*. Rel. téc. Porto: Hospital Geral de Santo António, 2006, pp. 29–38. URL: <https://actamedicaportuguesa.com/revista/index.php/amp/article/viewFile/908/581>.
- [36] Y. Sturm, V. Delobbe, A. Allaert, E. Pot, B. Perrin, L. Goita, Y. Druelle e S. Aufaure. “Efficacy of a motorized air support to prevent pressure ulcers in at-risk patients hospitalized in rehabilitation departments: incidence and prevalence studies.” Em: *Panminerva medica* (2019). ISSN: 1827-1898. DOI: 10.23736/S0031-0808.18.03592-9.
- [37] J. Ruiz, T. Viana, M. Iglesias, I. Lorenzo, F. Crespo, G. Merino, M. Martín, E. Rodríguez e C. Quintas. “Braden scale and norton scale modified by INSALUD in an acute care hospital: Validity and cutoff point”. Em: *Advances in Skin and Wound Care* 27.11 (2014), pp. 506–511. ISSN: 15388654. DOI: 10.1097/01.ASW.0000455077.71857.30.
- [38] A. T. Borghardt, T. N. do Prado, T. M. de Araújo, N. M. B. Rogenski e M. E. d. O. Bringuento. “Evaluation of the pressure ulcers risk scales with critically ill patients: a prospective cohort study.” Em: *Revista latino-americana de enfermagem* 23.1 (2015), pp. 28–35. DOI: 10.1590/0104-1169.0144.2521.
- [39] P. Papanikolaou, P. Lyne e D. Anthony. “Risk assessment scales for pressure ulcers: A methodological review”. Em: *International Journal of Nursing Studies* 44.2 (2007), pp. 285–296. DOI: 10.1016/J.IJNURSTU.2006.01.015.
- [40] D. Halliday, R. Resnick e J. Walker. *Fundamentals Of Physics*. 9^a ed. USA: John Wiley & Sons, Inc. ISBN: 9780470469118.
- [41] D. Miklavcic, N. Pavselj e F. X. Hart. “Electric Properties of Tissues”. Em: *Wiley Encyclopedia of Biomedical Engineering* January 2018 (2006). ISSN: 0471740365. DOI: 10.1002/9780471740360.ebs0403.
- [42] B. Scholz e R. Anderson. “On Electrical Impedance Scanning”. Em: *electromedica-onco* 68 (2000), pp. 35–44. URL: http://www.biophysicssite.com/Documents/Siemens{_}EIT.pdf.
- [43] Z. Moore, D. Patton, S. L. Rhodes e T. O’Connor. “Subepidermal moisture (SEM) and bioimpedance: a literature review of a novel method for early detection of pressure-induced tissue damage (pressure ulcers)”. Em: *International Wound Journal* 14.2 (2017), pp. 331–337. ISSN: 1742481X. DOI: 10.1111/iwj.12604.
- [44] C Gabriel, S Gabriel e E Corthout. “The dielectric properties of biological tissues: III. Parametric models for the dielectric spectrum of tissues”. Em: *Physics in Medicine and Biology* 41.11 (2000), pp. 2271–2294.

-
- [45] T. Defloor. “The risk of pressure sores: A conceptual scheme”. Em: *Journal of Clinical Nursing* 8.2 (1999), pp. 206–216. ISSN: 09621067. DOI: 10.1046/j.1365-2702.1999.00254.x.
 - [46] L. Russell. “Pressure ulcer classification: defining early skin damage”. Em: *British Journal of Nursing* 11.Sup3 (2014), S33–S41. ISSN: 0966-0461. DOI: 10.12968/bjon.2002.11.sup3.10554.
 - [47] A. Solovyev, Q. Mi, Y. T. Tzen, D. Brienza e Y. Vodovotz. “Hybrid Equation/Agent-Based Model of Ischemia-Induced Hyperemia and Pressure Ulcer Formation Predicts Greater Propensity to Ulcerate in Subjects with Spinal Cord Injury”. Em: *PLoS Computational Biology* 9.5 (2013). ISSN: 1553734X. DOI: 10.1371/journal.pcbi.1003070.
 - [48] S. Swisher, M. Lin, A. Liao, E. Leeftang, Y. Khan, F. Pavinatto, K. Mann, A. Naujokas, D. Young, S. Roy, M. Harrison, A. Arias, V. Subramanian e M. Maharbiz. “Impedance sensing device enables early detection of pressure ulcers in vivo”. Em: *Nature Communications* 6 (2015), pp. 1–10. ISSN: 20411723. DOI: 10.1038/ncomms7575. arXiv: arXiv:1011.1669v3.
 - [49] B. M. Bates-Jensen, H. E. McCreath, A. Kono, N. C. R. Apeles e C. Alessi. “Subepidermal moisture predicts erythema and Stage 1 pressure ulcers in nursing home residents: A pilot study”. Em: *Journal of the American Geriatrics Society* 55.8 (2007), pp. 1199–1205. ISSN: 00028614. DOI: 10.1111/j.1532-5415.2007.01261.x.
 - [50] K. Dudzinski, M. Dawgul, B. Wawro, D. Pijanowska e W. Torbicz. “Skin impedance measurements by means of novel gold sensors fabricated by direct writing”. Em: *Procedia Engineering*. Vol. 120. Elsevier, 2015, pp. 882–886. DOI: 10.1016/j.proeng.2015.08.762.
 - [51] F. Lu, C. Wang, R. Zhao, L. Du, Z. Fang, X. Guo e Z. Zhao. *Review of stratum corneum impedance measurement in non-invasive penetration application*. 2018. DOI: 10.3390/bios8020031.
 - [52] *AD7746 - 24-Bit Capacitance-to-Digital Converter with Temperature Sensor*. 2005.
 - [53] J. A. Faria. *Foundations of electrical engineering*. Vol. 52. 10. Wiley, 2008. ISBN: 9780470727096. DOI: 10.1109/proc.1964.3357.
 - [54] S Zaglmayr. “High Order Finite Element Methods for Electromagnetic Field Computation”. Tese de doutoramento. Johannes Kepler University Linz, 2006. DOI: 10.1002/sm11.201000646.
 - [55] A. L. Manual. *AC/DC Module User’s Guide. COMSOL Multiphysics® v. 5.2. COMSOL AB, Stockholm, Sweden*. 2018.
 - [56] V. Machado. *Simulação computacional em eletromagnetismo*. Lisboa: IST Press, 2018. ISBN: 9789898481610.

- [57] G. Zhang. *Introduction to integrative engineering : a computational approach to biomedical problems*. NW: CRC Press, 2017. ISBN: 9781466572287.
- [58] D. Hutton. *Fundamentals of finite element analysis*. 1^a ed. New York, NY, USA: McGraw-Hill, 2004. ISBN: 0072395362.
- [59] S. Yusuf, M. Okuwa, Y. Shigeta, M. Dai, T. Iuchi, S. Rahman, A. Usman, S. Kasim, J. Sugama, T. Nakatani e H. Sanada. “Microclimate and development of pressure ulcers and superficial skin changes”. Em: *International Wound Journal* 12.1 (2015), pp. 40–46. ISSN: 1742481X. DOI: 10.1111/iwj.12048.
- [60] S. Hampton. “Can electric beds aid pressure sore prevention in hospitals?” Em: *British Journal of Nursing* 7.17 (1998). ISSN: 0966-0461. DOI: 10.12968/bjon.1998.7.17.5595.
- [61] E. Hann. *Devices for prevention of pressure ulcers*. 2011. URL: <https://patents.google.com/patent/US8011041B2/en>.
- [62] R. Meffre, C. Gehin e A. Dittmar. “MAPI: Active interface pressure sensor integrated into a seat”. Em: *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology - Proceedings*. Lyon: IEEE, 2007, pp. 1358–1361. URL: <http://ieeexplore.ieee.org/document/4352550/>.
- [63] M. Pell, S. Hagiwara e D. Bain. “Evaluation of a sensor for low interface pressure applications”. Em: *Medical Engineering and Physics* 22.9 (2000), pp. 657–663. ISSN: 13504533. DOI: 10.1016/S1350-4533(00)00080-1.
- [64] M. Yip, D. He, E. Winokur, A. Balderrama, R. Sheridan e H. Hongshen Ma. “A flexible pressure monitoring system for pressure ulcer prevention”. Em: *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. Minnesota, IEEE, 2009, pp. 1212–1215. ISBN: 9781424432967. DOI: 10.1109/IEMBS.2009.5333964.
- [65] C. C. Hsia, K. J. Liou, A. P. Aung, V. Foo, W. Huang e J. Biswas. “Analysis and comparison of sleeping posture classification methods using pressure sensitive bed system”. Em: *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. Minnesota: IEEE, 2009, pp. 6131–6134. ISBN: 9781424432967. DOI: 10.1109/IEMBS.2009.5334694.
- [66] R. Yousefi, S. Ostadabbas, M. Faezipour, M. Nourani, V. Ng, L. Tamil, A. Bowling, D. Behan e M. Pompeo. “A smart bed platform for monitoring & Ulcer prevention”. Em: *4th International Conference on Biomedical Engineering and Informatics, BMEI 3* (2011), pp. 1362–1366. DOI: 10.1109/BMEI.2011.6098589.
- [67] D. E. Gyi, J. M. Porter e N. K. Robertson. “Seat pressure measurement technologies: Considerations for their evaluation”. Em: *Applied Ergonomics* 29.2 (1998), pp. 85–91. ISSN: 00036870. DOI: 10.1016/S0003-6870(97)00036-7.

-
- [68] R. Lucena. “SYPEC : Construção de um Protótipo”. Tese de Mestrado. FCT - Universidade Nova de Lisboa, 2012.
- [69] D. Shen, B. Larson e M. Weckwerth. *Pressure ulcer detection methods, devices and techniques*. 2015. DOI: 10.1145/634067.634234.
- [70] D. W. Byrne e C. A. Salzberg. “Major risk factors for pressure ulcers in the spinal cord disabled: a literature review”. Em: *Spinal Cord* 34.5 (1996), pp. 255–263. ISSN: 1362-4393. DOI: 10.1038/sc.1996.46.
- [71] *Bruin Biometrics*. URL: <http://www.bruinbiometrics.com> (acedido em 31/01/2019).
- [72] B. Biometrics. “Subepidermal Moisture: An Early Indicator of Why do Pressure Tissue Damage and Pressure Ulcer Development”. Em: *White Paper* (2013). URL: <https://bit.ly/2JzcSv3>.
- [73] A. Gefen e S. Gershon. “An Observational, Prospective Cohort Pilot Study to Compare the Use of Subepidermal Moisture Measurements Versus Ultrasound and Visual Skin Assessments for Early Detection of Pressure Injury”. Em: *Ostomy Wound Management* 64.8 (2018), pp. 12–27. ISSN: 08895899. DOI: 10.25270/owm.2018.9.1227.
- [74] M. Clendenin, K. Jaradeh, A. Shamirian e S. Rhodes. “Inter-operator and inter-device agreement and reliability of the SEM Scanner”. Em: *Journal of Tissue Viability* 24.1 (2015), pp. 17–23. ISSN: 18764746. DOI: 10.1016/j.jtv.2015.01.003.
- [75] *GmbH, Courage + Khazaka electronic*. URL: <https://www.courage-khazaka.de> (acedido em 02/07/2019).
- [76] *Delfin Technologies*. URL: <http://www.delfintech.com/> (acedido em 13/07/2019).
- [77] *NOVA Technology Corporation*. URL: <http://www.novatechcorp.com/> (acedido em 13/07/2019).
- [78] J. W. Fluhr, M. Gloor, S. Lazzerini, P. Kleesz, R. Grieshaber e E. Berardesca. “Comparative study of five instruments measuring stratum comeum hydration (Corneometer CM 820 and CM 825, Skicon 200, Nova DPM 9003, DermaLab). Part II. In vivo”. Em: *Skin Research and Technology* 11 (1999), pp. 171–178. DOI: 10.1111/j.1600-0846.1999.tb00127.x.
- [79] *Cortex Technology*. URL: <http://www.cortex.dk/dermatology/dermalab-usb-series/> (acedido em 13/07/2019).
- [80] J. W. Fluhr, M. Gloor, S. Lazzerini, P. Kleesz, R. Grieshaber e E. Berardesca. “Comparative study of five instruments measuring stratum corneum hydration (Corneometer CM 820 and CM 825, Skicon 200, Nova DPM 9003, DermaLab). Part I. In vitro”. Em: *Skin Research and Technology* 5.3 (1999), pp. 161–170. ISSN: 0909752X. DOI: 10.1111/j.1600-0846.1999.tb00126.x.

- [81] N. Aoi, K. Yoshimura, T. Kadono, G. Nakagami, S. Iizuka, T. Higashino, J. Araki, I. Koshima e H. Sanada. “Ultrasound assessment of deep tissue injury in pressure ulcers: Possible prediction of pressure ulcer progression”. Em: *Plastic and Reconstructive Surgery* 124.2 (2009), pp. 540–550. ISSN: 00321052. DOI: 10.1097/PRS.0b013e3181addb33.
- [82] *Episcan I-200 High Resolution Ultrasound*. 2018. URL: <https://www.longportinc.com/episcan-i-200> (acedido em 30/01/2019).
- [83] K. Dickie. “Wireless Ultrasound”. Em: *White Paper* (2018), pp. 1–4. ISSN: 87556286. URL: <https://clarius.com/education/white-papers/wireless-ultrasound/>.
- [84] J. Harrow e H. Mayrovitz. “Subepidermal moisture surrounding pressure ulcers in persons with a spinal cord injury: a pilot study.” Em: *The Journal of Spinal Cord Medicine* 37.6 (2014), pp. 719–728. ISSN: 00323772. DOI: 10.1179/2045772313Y.0000000193.
- [85] D. Wilborn, U. Grittner, T. Dassen e J. Kottner. “The National Expert Standard Pressure Ulcer Prevention in Nursing and pressure ulcer prevalence in German health care facilities: A multilevel analysis”. Em: *Journal of Clinical Nursing* 19.23-24 (2010), pp. 3364–3371. ISSN: 09621067. DOI: 10.1111/j.1365-2702.2010.03389.x.
- [86] C. Bansal, R. Scott, D. Stewart e C. J. Cockerell. “Decubitus ulcers: A review of the literature”. Em: *International Journal of Dermatology* 44.10 (2005), pp. 805–810. ISSN: 00119059. DOI: 10.1111/j.1365-4632.2005.02636.x.
- [87] S. McGowan, R. N. Mappsc, N. Frcna, R. Wright, R. N. Bappsc e N. Gdipappsc. “The role of sheepskins in preventing pressure”. Em: *Primary Intention* November (2000), pp. 127–134. URL: <https://www.erdoganderi.com/doc/research-sheepskinsinpreventingpressure.pdf>.
- [88] M. Leen, S. Hovius, J. Neyens, R. Halfens e J. Schols. “Pressure relief, cold foam or static air? A single center, prospective, controlled randomized clinical trial in a Dutch nursing home”. Em: *Journal of Tissue Viability* 20.1 (2011), pp. 30–34. ISSN: 0965206X. DOI: 10.1016/J.JTV.2010.04.001.
- [89] E. Mcinnes, A. Jammali-Blasi, S. E. Bell-Syer, J. C. Dumville, V. Middleton e N. Cullum. “Support surfaces for pressure ulcer prevention”. Em: *Cochrane Database of Systematic Reviews* 9 (2015). ISSN: 1469493X. DOI: 10.1002/14651858.CD001735.pub5.
- [90] L. Gunningberg. “Are patients with or at risk of pressure ulcers allocated appropriate prevention measures?” Em: *International Journal of Nursing Practice* 11.2 (2005), pp. 58–67. ISSN: 13227114. DOI: 10.1111/j.1440-172X.2005.00503.x.

- [91] R. Fontaine, S. Risley e R. Castellino. “A quantitative analysis of pressure and shear in the effectiveness of support surfaces.” Em: *Journal of wound, ostomy, and continence nursing: official publication of The Wound, Ostomy and Continence Nurses Society* 25.5 (1998), pp. 233–9.
- [92] J. W. DeVocht, D. G. Wilder, E. R. Bandstra e K. F. Spratt. “Biomechanical evaluation of four different mattresses”. Em: *Applied Ergonomics* 37.3 (2006), pp. 297–304. DOI: 10.1016/j.apergo.2005.07.002.
- [93] I. Ghersi, M. Mariño e M. Miralles. “Smart medical beds in patient-care environments of the twenty-first century: a state-of-art survey”. Em: *BMC Medical Informatics and Decision Making* 18.1 (2018), pp. 1–12. ISSN: 14726947. DOI: 10.1186/s12911-018-0643-5.
- [94] N. Sawattikanon, K. Uttrarachon, R. Pongvuthithum, T. Sucharitakul e W. Rangsi. “A prototype of automatic mattress turning device for pressure ulcer prevention Short technical report”. Em: *Journal of Associated Medical Sciences* 52.1 (2019), pp. 88–91. ISSN: 2539-6056.
- [95] B. A. Ferrell, D. Osterweil e P. Christenson. “A randomized trial of low-air-loss beds for treatment of pressure ulcers.” Em: *JAMA* 269.4 (1993), pp. 494–7. ISSN: 0098-7484.
- [96] D. Payne. “Under pressure: relieving ulcers with mattresses”. Em: *Nursing and Residential Care* 20.5 (2018), pp. 201–205. ISSN: 1465-9301. DOI: 10.12968/nrec.2018.20.5.201.
- [97] A. Keogh e C. Dealey. “Profiling beds versus standard hospital beds: effects on pressure ulcer incidence outcomes”. Em: *Journal of Wound Care* 10.2 (2001), pp. 15–19. ISSN: 0969-0700. DOI: 10.12968/jowc.2001.10.2.26049.
- [98] R. N. Dean, A. K. Rane, M. E. Baginski, J. Richard, Z. Hartzog e D. J. Elton. “A capacitive fringing field sensor design for moisture measurement based on printed circuit board technology”. Em: *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement* 61.4 (2012), pp. 1105–1112. ISSN: 00189456. DOI: 10.1109/TIM.2011.2173041.
- [99] M. A. Yokus e M. A. Daniele. “Skin Hydration Sensor for Customizable Electronic Textiles”. Em: *MRS Advances* 1.38 (2016), pp. 2671–2676. DOI: 10.1557/adv.2016.540.
- [100] E. Alanen, T. Lahtinen e J. Nuutinen. *Penetration of electromagnetic fields of an open-ended coaxial probe between 1 MHz and 1 GHz in dielectric skin measurements*. Rel. téc. 1999, pp. 169–176. URL: <http://iopscience.iop.org/article/10.1088/0031-9155/44/7/404/pdf>.

- [101] S. Huclova, D. Baumann, M. S. Talary e J. Fröhlich. “Sensitivity and specificity analysis of fringing-field dielectric spectroscopy applied to a multi-layer system modelling the human skin”. Em: *Physics in Medicine and Biology* 56.24 (2011), pp. 7777–7793. ISSN: 00319155. DOI: 10.1088/0031-9155/56/24/007.
- [102] M. Bilgin e Ü. Y. Güneş. “A Comparison of 3 Wound Measurement Techniques”. Em: *Journal of Wound, Ostomy and Continence Nursing* 40.6 (2013), pp. 590–593. ISSN: 1071-5754. DOI: 10.1097/01.won.0000436668.79024.f9.
- [103] R. Igreja e C. J. Dias. “Analytical evaluation of the interdigital electrodes capacitance for a multi-layered structure”. Em: *Sensors and Actuators, A: Physical* 112.2-3 (2004), pp. 291–301. ISSN: 09244247. DOI: 10.1016/j.sna.2004.01.040.
- [104] A. R. Djordjević, R. M. Biljić, V. D. Likar-Smiljanić e T. K. Sarkar. “Wideband frequency-domain characterization of FR-4 and time-domain causality”. Em: *IEEE Transactions on Electromagnetic Compatibility* 43.4 (2001), pp. 662–667. ISSN: 00189375. DOI: 10.1109/15.974647.
- [105] *Eagle*. Califórnia, 2019.
- [106] *electron-builder*. URL: <https://github.com/electron-userland/electron-builder> (acedido em 20/05/2019).
- [107] J. D. Hunter. “Matplotlib: A 2D Graphics Environment”. Em: *Computing in Science & Engineering* 9.3 (2007), pp. 90–95. DOI: 10.1109/MCSE.2007.55.
- [108] B. Blanchon. *Mastering ArduinoJson 6*.



Desenho Técnico

No presente anexo encontram-se os desenhos técnicos relativos às estruturas utilizadas nos modelos de simulação. As legendas utilizadas estão normalizadas segundo a norma portuguesa NP 204:1968 [108].

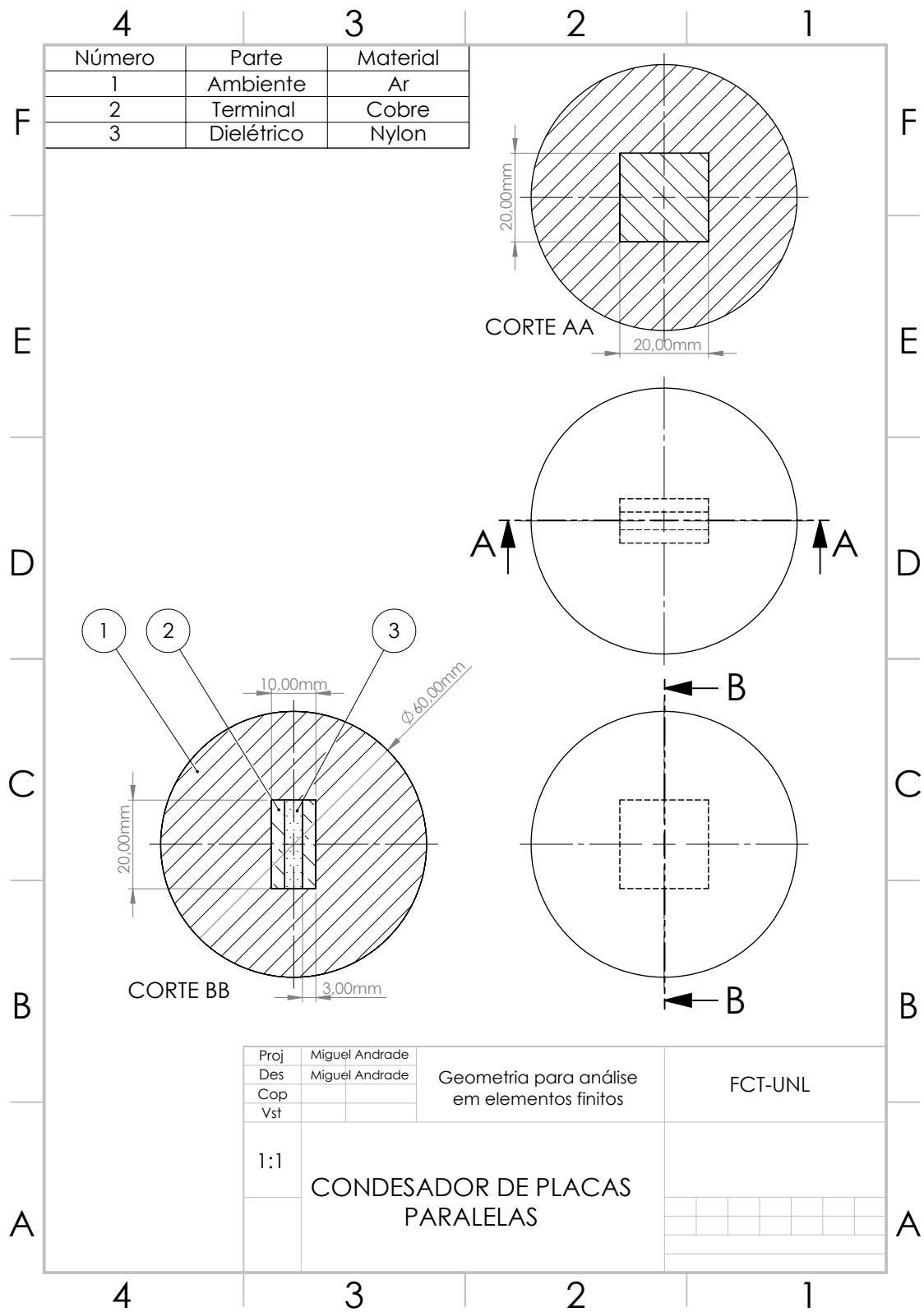


Figura I.1: Desenho técnico das vistas da estrutura tridimensional do condensador de placas paralelas. Neste encontra-se o alçado principal e a planta com os respetivos cortes AA e BB.

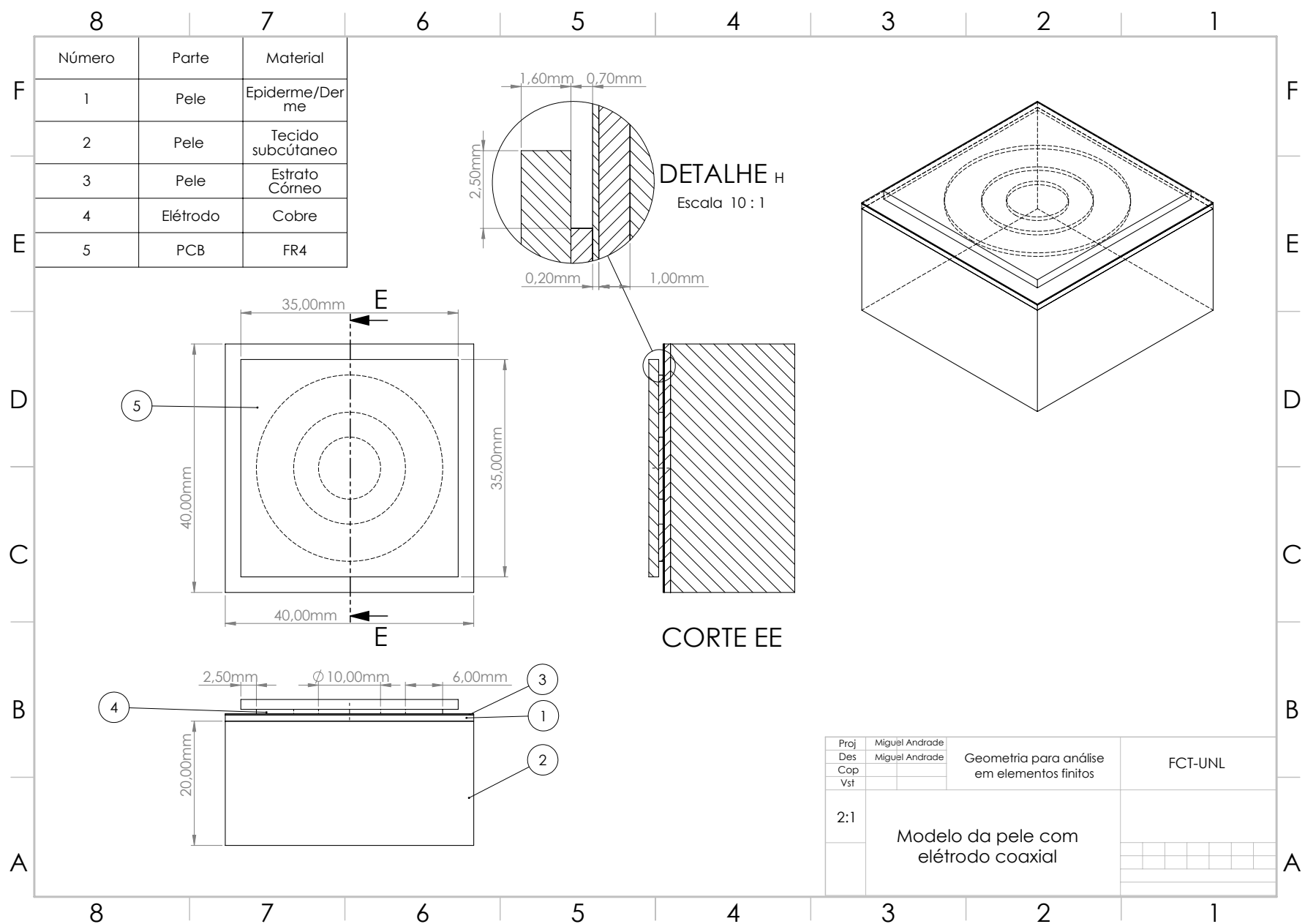


Figura I.2: Desenho técnico das vistas da estrutura tridimensional da pele com um eléttrodo coaxial. Neste encontra-se o alçado principal, com o corte EE, vista lateral esquerda e ainda uma vista em detalhe do corte. Para além disso, tem-se também uma perspectiva tridimensional isométrica do modelo.

Resultados dos Testes de Sensibilidade

Tabela II.1: Resultados do teste de sensibilidade aplicado a diferentes geometrias de eléttodos coaxiais.

Raio dos vasos (μm)	$E_t(mm)$	$D_{et}(mm)$	$E_g(mm)$	$A_c(mm)$	Capacitância (F)
100	2.0	10.0	5.0	189.28	2.6250e-10
	4.0	10.0	2.0	329.87	1.8298e-10
	3.5	4.5	9.0	300.02	4.4960e-10
	4.0	2.0	2.0	128.81	2.6718e-10
	3.0	11.0	2.0	257.61	1.8620e-10
	2.0	3.0	20.0	490.09	9.2842e-10
	2.0	4.0	20.0	502.65	7.9482e-10
	8.0	4.0	4.0	515.22	2.8152e-10
	2.0	6.0	14.0	329.87	5.1230e-10
	8.0	3.0	8.0	603.19	4.5932e-10
160	2.0	10.0	5.0	189.28	2.5652e-10
	4.0	10.0	2.0	329.87	1.8044e-10
	3.5	4.5	9.0	300.02	4.3741e-10
	4.0	2.0	2.0	128.81	2.6363e-10
	3.0	11.0	2.0	257.61	1.8357e-10
	2.0	3.0	20.0	490.09	8.9904e-10

ANEXO II. RESULTADOS DOS TESTES DE SENSIBILIDADE

	2.0	4.0	20.0	502.65	7.7116e-10
	8.0	4.0	4.0	515.22	2.7487e-10
	2.0	6.0	14.0	329.87	4.9730e-10
	8.0	3.0	8.0	603.19	4.4564e-10
220	2.0	10.0	5.0	189.28	2.4884e-10
	4.0	10.0	2.0	329.87	1.7649e-10
	3.5	4.5	9.0	300.02	4.2011e-10
	4.0	2.0	2.0	128.81	2.5748e-10
	3.0	11.0	2.0	257.61	1.7938e-10
	2.0	3.0	20.0	490.09	8.5689e-10
	2.0	4.0	20.0	502.65	7.3453e-10
	8.0	4.0	4.0	515.22	2.6519e-10
	2.0	6.0	14.0	329.87	4.7635e-10
	8.0	3.0	8.0	603.19	4.2767e-10
280	2.0	10.0	5.0	189.28	2.3887e-10
	4.0	10.0	2.0	329.87	1.7153e-10
	3.5	4.5	9.0	300.02	3.9855e-10
	4.0	2.0	2.0	128.81	2.4915e-10
	3.0	11.0	2.0	257.61	1.7436e-10
	2.0	3.0	20.0	490.09	8.0304e-10
	2.0	4.0	20.0	502.65	6.8818e-10
	8.0	4.0	4.0	515.22	2.5319e-10
	2.0	6.0	14.0	329.87	4.4955e-10
	8.0	3.0	8.0	603.19	4.0305e-10
340	2.0	10.0	5.0	189.28	2.2633e-10
	4.0	10.0	2.0	329.87	1.6492e-10
	3.5	4.5	9.0	300.02	3.6958e-10
	4.0	2.0	2.0	128.81	2.3880e-10
	3.0	11.0	2.0	257.61	1.6769e-10
	2.0	3.0	20.0	490.09	7.3138e-10
	2.0	4.0	20.0	502.65	6.2910e-10

	8.0	4.0	4.0	515.22	2.3739e-10
	2.0	6.0	14.0	329.87	4.1562e-10
	8.0	3.0	8.0	603.19	3.7210e-10
400	2.0	10.0	5.0	189.28	2.0886e-10
	4.0	10.0	2.0	329.87	1.5415e-10
	3.5	4.5	9.0	300.02	3.2802e-10
	4.0	2.0	2.0	128.81	2.2342e-10
	3.0	11.0	2.0	257.61	1.5638e-10
	2.0	3.0	20.0	490.09	6.4282e-10
	2.0	4.0	20.0	502.65	5.4977e-10
	8.0	4.0	4.0	515.22	2.1524e-10
	2.0	6.0	14.0	329.87	3.7247e-10
	8.0	3.0	8.0	603.19	3.2767e-10
460	2.0	10.0	5.0	189.28	1.8290e-10
	4.0	10.0	2.0	329.87	1.4079e-10
	3.5	4.5	9.0	300.02	2.7947e-10
	4.0	2.0	2.0	128.81	1.9811e-10
	3.0	11.0	2.0	257.61	1.4891e-10
	2.0	3.0	20.0	490.09	5.1222e-10
	2.0	4.0	20.0	502.65	4.4291e-10
	8.0	4.0	4.0	515.22	1.7970e-10
	2.0	6.0	14.0	329.87	3.1410e-10
	8.0	3.0	8.0	603.19	2.6901e-10

Tabela II.2: Resultados do teste de sensibilidade aplicado a diferentes geometrias de eléttodos interdigitais.

Raio dos vasos (μm)	N	$w(mm)$	$L(mm)$	$G(mm)$	η	Capacitância (F)
	3	2.2	24.8	1.5	0.59	2.4661e-09
	5	2.0	20.9	0.2	0.91	6.4196e-09
	10	0.4	15.4	0.3	0.57	4.5719e-09
	3	0.4	25.7	2.2	0.15	1.3913e-09

ANEXO II. RESULTADOS DOS TESTES DE SENSIBILIDADE

	4	2.1	18.6	0.3	0.88	4.2697e-09
	3	1.4	4.3	1.5	0.48	6.5104e-10
	3	1.5	8.9	2.8	0.35	8.7198e-10
	3	1.9	5.1	0.3	0.86	1.0565e-09
	17	0.4	9.2	0.4	0.5	4.6484e-09
	15	0.2	4.5	0.6	0.25	1.4350e-09
160	3	2.2	24.8	1.5	0.59	2.3819e-09
	5	2.0	20.9	0.2	0.91	6.2498e-09
	10	0.4	15.4	0.3	0.57	4.5427e-09
	3	0.4	25.7	2.2	0.15	1.3546e-09
	4	2.1	18.6	0.3	0.88	4.1469e-09
	3	1.4	4.3	1.5	0.48	6.2465e-10
	3	1.5	8.9	2.8	0.35	8.3591e-10
	3	1.9	5.1	0.3	0.86	1.0245e-09
	17	0.4	9.2	0.4	0.5	4.6085e-09
	15	0.2	4.5	0.6	0.25	1.4243e-09
220	3	2.2	24.8	1.5	0.59	2.2376e-09
	5	2.0	20.9	0.2	0.91	6.0000e-09
	10	0.4	15.4	0.3	0.57	4.4910e-09
	3	0.4	25.7	2.2	0.15	1.2992e-09
	4	2.1	18.6	0.3	0.88	3.9657e-09
	3	1.4	4.3	1.5	0.48	5.8823e-10
	3	1.5	8.9	2.8	0.35	7.8547e-10
	3	1.9	5.1	0.3	0.86	9.7739e-10
	17	0.4	9.2	0.4	0.5	4.5389e-09
	15	0.2	4.5	0.6	0.25	1.4067e-09
280	3	2.2	24.8	1.5	0.59	2.0576e-09
	5	2.0	20.9	0.2	0.91	5.6507e-09
	10	0.4	15.4	0.3	0.57	4.3954e-09
	3	0.4	25.7	2.2	0.15	1.2197e-09
	4	2.1	18.6	0.3	0.88	3.7148e-09

	3	1.4	4.3	1.5	0.48	5.4009e-10
	3	1.5	8.9	2.8	0.35	7.1882e-10
	3	1.9	5.1	0.3	0.86	9.1354e-10
	17	0.4	9.2	0.4	0.5	4.4179e-09
	15	0.2	4.5	0.6	0.25	1.3763e-09
340	3	2.2	24.8	1.5	0.59	1.8287e-09
	5	2.0	20.9	0.2	0.91	5.1818e-09
	10	0.4	15.4	0.3	0.57	4.2202e-09
	3	0.4	25.7	2.2	0.15	1.1105e-09
	4	2.1	18.6	0.3	0.88	3.3824e-09
	3	1.4	4.3	1.5	0.48	4.7928e-10
	3	1.5	8.9	2.8	0.35	6.3623e-10
	3	1.9	5.1	0.3	0.86	8.2948e-10
	17	0.4	9.2	0.4	0.5	4.2103e-09
	15	0.2	4.5	0.6	0.25	1.3227e-09
400	3	2.2	24.8	1.5	0.59	1.5485e-09
	5	2.0	20.9	0.2	0.91	4.5623e-09
	10	0.4	15.4	0.3	0.57	3.8977e-09
	3	0.4	25.7	2.2	0.15	9.6378e-10
	4	2.1	18.6	0.3	0.88	2.9508e-09
	3	1.4	4.3	1.5	0.48	4.0371e-10
	3	1.5	8.9	2.8	0.35	5.3609e-10
	3	1.9	5.1	0.3	0.86	7.2030e-10
	17	0.4	9.2	0.4	0.5	3.8556e-09
	15	0.2	4.5	0.6	0.25	1.2308e-09
460	3	2.2	24.8	1.5	0.59	1.2092e-09
	5	2.0	20.9	0.2	0.91	3.7294e-09
	10	0.4	15.4	0.3	0.57	3.2991e-09
	3	0.4	25.7	2.2	0.15	7.7043e-10
	4	2.1	18.6	0.3	0.88	2.3834e-09
	3	1.4	4.3	1.5	0.48	3.1292e-10

ANEXO II. RESULTADOS DOS TESTES DE SENSIBILIDADE

	3	1.5	8.9	2.8	0.35	4.1667e-10
	3	1.9	5.1	0.3	0.86	5.7624e-10
	17	0.4	9.2	0.4	0.5	3.2495e-09
	15	0.2	4.5	0.6	0.25	1.0602e-09

A N E X O



Programa Desenvolvido



Figura III.1: Programa desenvolvido para apresentação de dados adquiridos pela placa de testes. Neste apresentam-se, em tempo real, valores de capacitância, temperatura e humidade.